

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

12 Offenlegungsschrift
10 DE 195 21 464 A 1

51 Int. Cl.⁸:
A61 F 2/70
A 61 F 2/62
A 61 F 2/84

21 Aktenzeichen: 195 21 464.1
22 Anmeldetag: 13. 8. 95
43 Offenlegungstag: 20. 3. 97

DE 195 21 464 A 1

71 Anmelder:
Otto Bock Orthopädische Industrie Besitz- und
Verwaltungs-Kommanditgesellschaft, 37115
Duderstadt, DE

74 Vertreter:
GRAMM, LINS & PARTNER, 38122 Braunschweig

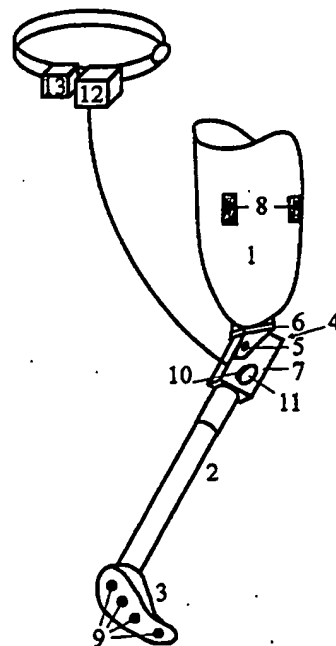
72 Erfinder:
Perre, George van der, St. Agatha Rode, BE;
Peeraer, Louis, Rotselaar, BE; Sloten, Jos Vander,
Boortmeerbeek, BE; Aeyels, Bruno, Leuven, BE

56 Entgegenhaltungen:
DE 39 09 672 C2
FR 26 23 086 A1
US 50 82 857
EP 05 49 855 A2
HORN, G.W.: Electro-Control: am EMG-Controlled
A/K Prosthesis. In: Med. & biol. Engn, Vol.10, 1972,
S.61-73;

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

64 Verfahren zur Steuerung der Kniebremse eines Prothesen-Kniegelenkes sowie Oberschenkelprothese

- 67 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Steuerung der Kniebremse (11) eines ein Stumpfbett (1) mit einem Prothesenunterteil (2) mit angeschlossenem Prothesenfuß (3) verbindenden Kniegelenkes (4), wobei das computergesteuerte Bremsmoment in Abhängigkeit von der Gehbewegung des Prothesenträgers kontinuierlich zwischen "frei" und "blockiert" veränderbar ist, und die Gehbewegung durch im Stumpfbett (1) gemessene EMG-Werte, im Fußbereich gemessene Druckwerte, durch den jeweiligen Kniewinkel sowie die jeweilige, zwischen Prothesenober- und -unter-schenkel gemessene Winkelgeschwindigkeit in Form elektrischer Signale (nachfolgend "Meßdaten") charakterisiert wird. Die Erfindung betrifft ferner eine Oberschenkelprothese. Zur verbesserten Anpassung der Kniebremssteuerung an verschiedene natürliche Gangarten werden erfindungsgemäß in erster Linie folgende Verfahrensschritte vorgeschlagen:
- a) Ermittlung der jeweiligen Gangart aus einer Anzahl vorgegebener, zuvor für diesen Prothesenträger ermittelten Gangarten durch Auswerten von zumindest einigen der jeweils übermittelten Meßdaten;
 - b) Auswahl des dieser ermittelten Gangart zugeordneten Steuerprogramms;
 - c) für jedes Steuerprogramm wird eine als Zeitspanne definierte Schrittperiode zwischen zwei aufeinanderfolgenden Fersen/Boden-Kontakten unterteilt in mehrere Phasen, deren jeweiliger Endpunkt durch für diese Phase vorgegebene, jeweils übermittelte Meßdaten bestimmt wird;
 - d) jeder Phase werden bestimmte, sich während dieser ...



DE 195 21 464 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Steuerung der Kniebremse eines ein Stumpfbett mit einem Prothesenunterteil mit angeschlossenem Prothesenfuß verbindenden Kniegelenkes wobei das computergesteuerte Bremsmoment in Abhängigkeit von der Gehbewegung des Prothesenträgers kontinuierlich zwischen "frei" und blockiert veränderbar ist, und die Gehbewegung durch im Stumpfbett gemessene EMG-Werte, im Fußbereich gemessene Druckwerte, durch den jeweiligen Kniewinkel sowie die jeweilige, zwischen Prothesenober- und -unterschenkel gemessene Winkelgeschwindigkeit in Form elektrischer Signale (nachfolgend "Meßdaten") charakterisiert wird.

Die Erfindung betrifft ferner eine Oberschenkelprothese, mit

- einem Stumpfbett, das zur Verbindung mit einem Oberschenkelstumpf des Prothesenträgers ausgebildet ist;
- einem Prothesenunterschenkel, an den ein Prothesenfuß angeschlossen ist;
- einem Kniegelenk, das über eine Knieachse einen oberen Kniegelenkanschuß für das Stumpfbett gelenkig verbindet mit einem unteren Kniegelenkanschuß für den Prothesenunterschenkel;
- einer computergesteuerten Bremse, die auf eine Bremswelle ein zwischen "frei" und "blockiert" kontinuierlich veränderbares Bremsmoment aufbringt;
- einem Kniegelenkgetriebe zur Übertragung des Bremsmomentes von der Bremswelle auf die Knieachse;
- einer Steuereinheit, die über einen Steueralgorithmus die Bremse in Abhängigkeit von der Gehbewegung des Prothesenträgers beaufschlagt;
- EMG-Sensoren, die im Stumpfbett zur Anlage an bestimmten Oberschenkelmuskeln angeordnet sind und Signale an die Steuereinheit abgeben;
- Fußdrucksensoren, die in der Laufläche des Prothesenfußes angeordnet sind und Signale an die Steuereinheit abgeben;
- einem Kodiergerät, das den jeweiligen Kniewinkel sowie die jeweilige Winkelgeschwindigkeit zwischen Prothesenober- und -unterschenkel mißt und in Form elektrischer Signale an die Steuereinheit abgibt.

Die EP 0 549 855 A2 offenbart eine Kniebremssteuerung, bei der ein hydraulischer Dämpfer die Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk steuert. Ein Mikroprozessor ermittelt aus einer Belastungsmessung und einer Kniewinkelmessung das übliche Gangmuster und beaufschlagt an verschiedenen Gang-Übergangspunkten einen Motor, der seinerseits eine im Hydraulikdämpfer vorgesehene Ventileinrichtung verstellt. Diese Ausführungsform ermöglicht dem Prothesenträger die Verwendung der Prothese in verschiedenen Gangarten einschließlich Treppensteigen und sich hinsetzen.

Die DE 39 09 672 C2 offenbart eine schwingphasen-geregelte Oberschenkelprothese mit einem Oberschaft, der mit einem Unterschaft gelenkig über eine Kniegelenkwelle verbunden und von einem Druckzylinder beaufschlagt ist. Der Druckzylinder wird über ein Ventil angesteuert, dessen Öffnungsgrad durch eine Reguliereinrichtung in Abhängigkeit von mehreren während Gehversuchen ausgewählten Gehgeschwindigkeiten eingestellt wird. Vorgesehen ist eine Betriebsart-Wähl-

einrichtung zur Wahl verschiedener Öffnungsgrade für mehrere unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten in einem Lehrprogrammeingabebetrieb sowie für einen Playbackbetrieb. Vorgesehen sind ferner eine die Öffnungsgrade ermittelnde Erfassungseinrichtung, eine die Öffnungsgrade der Betriebsart-Wähleinrichtung speichernde Einrichtung, eine Schwung- und Standphasen erfassende Phasenermittlungseinrichtung, eine Gehgeschwindigkeits-Ermittlungseinrichtung, die die tatsächliche Gehgeschwindigkeit aufgrund der jeweiligen Zeitspannen der durch die Phasenermittlungseinrichtung erfaßten Schwung- und Standphasen ermittelt, sowie eine Steuereinrichtung, die die tatsächlich von der Gehgeschwindigkeit-Ermittlungseinrichtung ermittelte Gehgeschwindigkeit mit den entsprechenden gespeicherten Öffnungsgraden der Betriebsart-Wähleinrichtung vergleicht und den Öffnungsgrad des Ventils einstellt. Gesteuert wird somit nur die Schwingphase. Als Sensoren werden verwendet ein Kniewinkelsensor und Streck-Endschalter. Die Zeitdauer der Standphase wird als Parameter benutzt zur Steuerung des Dämpfungskoeffizienten in der Schwingphase.

Auch die französische Patentanmeldung 89 194 844 offenbart eine pneumatische Kniebetätigungseinrichtung. Als Sensoren werden verwendet entweder Fußkontaktsensoren oder Belastungsmessungen in Kombination mit einem Streck-Endschalter. Die Steuerung löst während der Standphase eine automatische Knieblockierung aus und paßt während der Schwingphase den Dämpfungskoeffizienten der Gangzyklusdauer an.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine den verschiedenen natürlichen Gangarten besser angepaßte Kniebremssteuerung sowie eine hierfür besser geeignete Oberschenkelprothese zu entwickeln.

Ausgehend von dem eingangs beschriebenen Verfahren wird diese Aufgabe gemäß der Erfindung durch folgende Merkmale gelöst:

- a) Ermittlung der jeweiligen Gangart aus einer Anzahl vorgegebener, zuvor für diesen Prothesenträger ermittelten Gangarten durch Auswerten von zumindest einigen der jeweils übermittelten Meßdaten;
- b) Auswahl des dieser ermittelten Gangart zugeordneten Steuerprogramms;
- c) für jedes Steuerprogramm wird eine als Zeitspanne definierte Schrittperiode zwischen zwei aufeinanderfolgenden Fersen/Boden-Kontakten unterteilt in mehrere Phasen, deren jeweiliger Endpunkt durch für diese Phase vorgegebene, jeweils übermittelte Meßdaten bestimmt wird;
- d) jeder Phase werden bestimmte, sich während dieser Phase gegebenenfalls ändernde Bremswerte zugeordnet, mit denen die Kniebremse beaufschlagt wird.

Dabei ist es vorteilhaft, wenn die Beaufschlagung der Kniebremse mit einer konstanten Frequenz erfolgt.

Ferner kann es zweckmäßig sein, wenn zusätzliche Meßdaten ermittelt werden aus den am Knie sowie an der Hüfte angreifenden Momenten.

Es können zuvor verschiedene Gangarten festgelegt bzw. definiert werden (z. B. Gehen auf einem ebenen Untergrund; Treppensteigen; Treppenabstieg; das Gehen auf einer ansteigenden oder abschüssigen Fläche; Bewegungen im Stillstand usw.).

Erfindungsgemäß geht man aus von einer Schrittperiode, die definiert ist als zeitlicher Abstand zwischen

zwei Fersen/-Boden-Kontakten. Diese Schrittperiode wird auf einer Zeitachse aufgetragen und dann in eine bestimmte Anzahl von Schrittphasen unterteilt, wobei jeweils zwischen zwei Phasen ein Übergang, also ein Wechsel von der einen zur anderen Phase vorgesehen ist. Jede Phase stellt somit einen zeitlichen Teilabschnitt einer Schrittperiode dar, wobei während der Phase eine gesteuerte Kniebewegung stattfindet. Jeder Phasenübergang basiert auf Meßdaten.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren besteht grundsätzlich die Möglichkeit, jederzeit von einer Gangart auf eine andere Gangart überzuwechseln, wobei jeder Gangart ein spezielles Steuerprogramm zugeordnet ist. Es kann aber festgelegt werden, daß ein Wechsel von dem Steuerprogramm der gerade benutzten Gangart zu dem Steuerprogramm einer anderen Gangart nur bei einer zuvor ausgewählten speziellen Phase der Schrittperiode der gerade benutzten oder aber der neuen Gangart vorgenommen wird.

Erfindungsgemäß erfolgt die Ermittlung der jeweils ausgeübten Gangart durch Vergleich der übermittelten Ist-Meßdaten mit den für jede Gangart vorgegebenen Referenz-Meßdaten. Dabei ist es zweckmäßig, wenn die Referenz-Meßdaten aus den für jede einzelne Gangart gemessenen EMG-Daten ermittelt werden.

Erfindungsgemäß ist es vorteilhaft, wenn für jede der vorgegebenen Gangarten für jeden abgetasteten Hüftgelenkmuskel über eine Schrittperiode eine die Muskelaktivität wiedergebende Kurve erstellt wird. Diese Kurve kann in der Praxis z. B. durch dreißig Meßwerte erstellt werden. Beim Vergleich der Ist-Meßdaten mit den Referenzwerten ist jedoch nicht ohne weiteres feststellbar, mit welchem der beispielsweise genannten dreißig Meßwerten einer Muskelaktivitätskurve der gerade ermittelte Istwert verglichen werden muß. Es muß also eine Zuordnung innerhalb der Schrittperiode erfolgen. Diese Schrittperiode ist jedoch für verschiedene Gangarten unterschiedlich und kann selbst innerhalb derselben Gangart variieren. Da aber die Ist-Meßdaten in realer Zeit, also über einen bestimmten Zeitablauf übermittelt werden, die Referenzdaten aber für einen vorgegebenen Zeitablauf und damit üblicherweise in Prozentangaben bezogen auf die Schrittperiode vorliegen, ein Vergleich der Realzeit mit Prozentangaben aber nicht möglich ist, muß die tatsächliche Schrittperiode in ihrer "Zeitlänge" der Referenz-Schrittperiode angepaßt werden. Dies wird wie folgt vorgenommen:

Nachdem man für jede der vorgegebenen Gangarten für jeden abgetasteten Hüftgelenkmuskel über eine Schrittperiode eine die Muskelaktivität wiedergebende Kurve erstellt hat, werden dann die diese Kurve definierenden EMG-Meßdaten durch equidistante lineare Interpolation auf eine bestimmte Anzahl EMG-Referenzwerte reduziert, die dann die EMG-Referenzkurve definieren. Der erste sowie der letzte EMG-Referenzwert entspricht dann den EMG-Meßdaten bei Fersen/Boden-Kontakt. Zum Vergleich einer bestimmten Anzahl Ist-EMG-Meßdaten mit übereinstimmenden Referenz-EMG-Meßdaten wird der jeweilige Zeitpunkt innerhalb der Schrittperiode ermittelt und zwar durch Vorausberechnung der Zeit des Endpunktes der jeweiligen Phase. Es werden dann zu den Ist-Meßdaten die ihnen in Gangzeit am nächsten kommenden EMG-Referenzwerte der EMG-Referenzkurve herausgesucht. Dabei hat es sich als zweckmäßig erwiesen, nicht alle EMG-Daten der kompletten Schrittperiode zu benutzen, sondern nur EMG-Daten aus einem bestimmten Abschnitt der Schrittperiode, abhängig von der Gangart.

Die Ermittlung der Gangzeit sucht eine Antwort auf die Frage:

An welcher Stelle befinden wir uns in der Schrittperiode? Dabei hat es sich als zweckmäßig erwiesen, innerhalb einer Schrittperiode bestimmte Gang-Fixpunkte zu definieren. Zum Beispiel in folgender Reihenfolge:

1. Fersen/Boden-Kontakt: steigende Flanke des Fersendrucks, festgestellt mittels eines Schwellwertes;
2. Beginn Beugung Standphase: steigende Flanke des Kniewinkels, festgestellt mittels eines Schwellwertes;
3. Fuß flach: Metatarsalkopf I — Druck wird größer als der Fersendruck;
4. Maximum am Metatarsalkopf I: Metatarsalkopf I — Druck wird maximal;
5. Beugungsschwungphase: steigende Flanke des Kniewinkels, festgestellt mittels eines Schwellwertes;
6. maximale Beugungsschwungphase: Kniewinkel wird maximal;
7. Streckung Schwungphase: fallende Flanke des Kniewinkels, festgestellt mittels eines Schwellwertes;
8. volle Streckung: Kniewinkel wird minimal oder negativ (Hyperextension).

Diese Gang-Fixpunkte sind über eine Schrittperiode verteilt und unterteilen die Schrittperiode in die vorstehend erläuterten Phasen.

Die "on-line" Gang-Zeitbasis bestimmt die Gangzeit des momentanen Zeitpunktes, bevor die derzeitige Schrittperiode beendet ist. Und dies erfolgt erfindungsgemäß durch Vorausberechnen der Zeit des Eintreffens eines zukünftigen Ereignisses mit einer bekannten Gangzeit.

Der wesentliche Vorteil des erfindungsgemäßen Verfahrens kann darin gesehen werden, daß bei einem Wechsel der Gangart auch die Steuerung der Kniebremse geändert wird und zwar jeweils unter Adaptierung eines gespeicherten Referenzmusters.

Die der Erfindung zugrundeliegende Aufgabe wird ausgehend von der eingangs beschriebenen Oberschenkelprothese durch folgende Merkmale gelöst:

- a) zumindest zwei Fußdrucksensoren sind in nach unten offenen Ausnehmungen in der Fußsohle angeordnet und zwar im Fersenbereich sowie im Kopfbereich eines OS metatarsale;
- b) die Bremse ist eine Magnetspulverbremse, die über gepulste Steuersignale einer Pulsweiten-Modulationsschaltung (PWM-Schaltung) angesteuert wird, wobei die Pulsweite den durch die Bremse fließenden Strom und somit das Bremsmoment bestimmt;
- c) ein Einstell- und Kalibriersystem zur Anpassung des die Bremse beaufschlagenden Steueralgorithmus an den Gang des Prothesenträgers.

Erfindungsgemäß werden vorzugsweise zumindest zwei EMG-Sensoren verwendet. Außerdem können Sensoren zur Messung des Kniemomentes und/oder des Hüftmomentes vorgesehen werden.

Die Kniebremse wird vorzugsweise mit einer konstanten Frequenz, z. B. 100 Hz beaufschlagt. Grundsätzlich lassen sich alle Meßdaten jederzeit vollständig verarbeiten; in der Praxis werden aber nur jeweils ausge-

wählte Meßdaten für die einzelnen Berechnungen herangezogen. In jedem Fall werden alle Meßdaten von einem Computer über eine bestimmte Zeit gespeichert (z. B. über 2,5 sek.), also nicht sofort vernichtet.

Für das Kniegelenkgetriebe werden erfindungsgemäß drei Alternativen vorgeschlagen.

Erfindungsgemäß ist es grundsätzlich möglich, die genannten EMG-Elektroden zur Identifizierung der Gangart, der Gangphase innerhalb einer Schrittperiode und der Übergänge zwischen Gangart und -phasen heranzuziehen und sei es auch nur zur Kontrolle der im Fußbereich gemessenen Druckwerte und/oder der Kniewinkel-Messungen.

Erfindungsgemäß wird ein Steuerungsverfahren bevorzugt, bei dem die im Stumpfbett gemessenen EMG-Werte in Verbindung mit den im Fußbereich gemessenen Druckwerten und den jeweiligen Kniewinkeln als Information in den Mikroprozessor eingespeist werden zur Identifizierung der Gangart und -phasen und der Übergänge zwischen ihnen. In jeder der Gangphasen wird die Kombination der im Fußbereich gemessenen Druckwerte mit dem gemessenen Kniewinkel als Steuerparameter für den Feedback-Steueralgorithmus benutzt. Eine geschlossen ausgebildete Kniebeaufschlagung umfaßt ein Getriebe sowie eine Magnetpulverbremse, die eine direkte, kontinuierliche Steuerung des Kniebremsmomentes sowohl in der Standphase als auch in der Schwungphase ermöglichen. Die Kombination dieser drei Merkmalskomplexe führt zu einem zweischichtigen Steuersystem: die erste Schicht beinhaltet die Identifizierung der Gangart und -phase sowie die Auswahl des gangartspezifischen Steueralgorithmus, während die zweite Schicht definiert ist durch die direkte Steuerung des Kniebremsmomentes unter Verwendung des geeigneten Algorithmus.

Als Ergebnis hiervon paßt sich die Prothese automatisch an die Gangart und -phase des Prothesenträgers an. Ein wesentlicher Vorteil der erfindungsgemäß gestalteten Oberschenkelprothese ist darin zu sehen, daß eine Anpassung an den jeweiligen Prothesenträger ausschließlich in der Software, nicht aber in der Hardware erfolgen muß. Dies vereinfacht eine Anpassung beträchtlich.

Weitere Merkmale der Erfindung sind Gegenstand der Unteransprüche und werden in Verbindung mit weiteren Vorteilen der Erfindung anhand mehrerer Ausführungsbeispiele erläutert.

In der Zeichnung sind einige als Beispiele dienende Ausführungsformen der Erfindung dargestellt. Es zeigen:

Fig. 1 in schematischer Darstellung eine Oberschenkelprothese;

Fig. 2 in vergrößertem Maßstab das Stumpfbett gemäß Fig. 1 in Vorderansicht;

Fig. 3 einen Querschnitt gemäß der Linie III-III in Fig. 2;

Fig. 4 einen Prothesenfuß in Seitenansicht;

Fig. 5 in vergrößertem Maßstab einen Fußdrucksensor im lotrechten Längsschnitt;

Fig. 6 den Fußdrucksensor gemäß Fig. 5 in Unteransicht;

Fig. 7 in seitlicher Rückansicht ein Kniegelenk in einer ersten Ausführungsform;

Fig. 8 das Kniegelenk gemäß Fig. 7 in seitlicher Vorderansicht;

Fig. 9 einen lotrechten Schnitt in der Frontebene durch das Kniegelenk gemäß Fig. 7;

Fig. 10 einen lotrechten Schnitt in der Sagittalebene

durch das Gelenk gemäß Fig. 7;

Fig. 11 in Draufsicht einen Horizontal schnitt durch das Kniegelenk gemäß Fig. 8;

Fig. 12 eine zweite Ausführungsform eines Kniegelenk in einer Darstellung gemäß Fig. 9;

Fig. 13 das Kniegelenk gemäß Fig. 12 in einer Darstellung gemäß Fig. 10;

Fig. 14 das Kniegelenk gemäß Fig. 12 in einer Darstellung gemäß Fig. 11;

Fig. 15 in schaubildlicher Darstellung eine dritte Ausführungsform für ein Kniegelenk;

Fig. 16 das Kniegelenk gemäß Fig. 15 im Längsschnitt;

Fig. 17 eine schematische Darstellung für die Definition des Kniewinkels;

Fig. 18 in schematischer Darstellung eine Oberschenkelprothese, deren Prothesenunterschenkel mit Dehnungsmeßstreifenpaaren bestückt ist;

Fig. 19 ein Diagramm, in dem Fußdruck und Kniewinkel über eine Schrittperiode aufgetragen sind und ein diese Kurven verdeutlichendes Phasendiagramm;

Fig. 20 ein etwas abgewandeltes Phasendiagramm in einer Darstellung gemäß Fig. 19;

Fig. 21 elektronische Hardware in einem Blockschaltbild;

Fig. 22 ein Blockschaltbild für eine digitale Steuereinheit und

Fig. 23 in einem Blockschaltbild eine Steuereinheit mit zwei Controllern.

Die in Fig. 1 dargestellte Oberschenkelprothese besteht im wesentlichen aus einem Stumpfbett 1, das zur Verbindung mit einem Oberschenkelstumpf des Prothesenträgers ausgebildet ist, aus einem Prothesenunterschenkel 2, an den ein Prothesenfuß 3 angeschlossen ist und aus einem Kniegelenk 4, das über eine Knieachse 5 einen oberen Kniegelenkanschuß 6 für das Stumpfbett 1 gelenkig verbindet mit einem unteren Kniegelenkanschuß 7 für den Prothesenunterschenkel 2. Im Stumpfbett 1 sind EMG-Sensoren 8 und in der Unterseite des Prothesenfußes 3 sind Fußdrucksensoren 9 angedeutet. Am Kniegelenk 4 sind ein Kniewinkelsensor 10 sowie eine Bremse 11 schematisch eingezeichnet. Zur Steuerung dieser Bremse 11 dienen ein ebenfalls nur schematisch dargestellter Mikrocomputer 12 und Batterien 13, die der Prothesenträger an einem Gürtel tragen kann, die aber auch unmittelbar in den Prothesenunterschenkel 2 integriert sein können. In einer Alternativlösung ist die Steuerung der Kniebremse 11 durch einen externen Computer möglich.

Die Fig. 2 und 3 lassen erkennen, daß drei EMG-Sensoren 8 vorgesehen sind, die jeweils einem das Hüftgelenk beaufschlagenden Muskel zugeordnet sind nämlich den Muskeln rectus femoris, adductor longus und hamstrings. Die EMG-Sensoren 8 sind in der Innenwandung des Stumpfbettes 1 federelastisch festgelegt, um so eine permanente zuverlässige Anlage an dem zugeordneten Muskel zu gewährleisten. Die elektrischen Anschlüsse der EMG-Sensoren 8 sind außen am Stumpfbett 1 verlegt. Der Abstand der EMG-Sensoren 8 vom Rand 1a des Stumpfbettes 1 beträgt etwa 10 cm.

Fig. 1 läßt erkennen, daß vier Fußdrucksensoren 9 vorgesehen sind von denen Fig. 4 nur zwei zeigt. Der erste Fußdrucksensor liegt im Fersenbereich, der zweite im Bereich eines OS metatarsale, der dritte im Kopfbereich eines OS metatarsale und der vierte im Zehenbereich. Jeder Fußdrucksensor 9 stützt sich gegen eine Metalleinlage 14 ab, die in eine Ausnehmung 15 eingelegt ist, die um den Fußdrucksensor 9 herum mit dem

Material der Prothesenfuß-Laufläche ausgefüllt ist.

Zur Verstärkung der das Kniegelenk beaufschlagenden Bremskraft ist ein Kniegelenkgetriebe vorgesehen. Die Fig. 7 bis 11 zeigen eine erste Ausführungsform für ein Kniegelenkgetriebe 16. Die Knieachse 5 sitzt zusammen mit einem ersten Getriebezahnrad 17 fest am oberen Kniegelenkanschuß 6, während der untere Kniegelenkanschuß 7 als Getriebegehäuse 18 ausgebildet ist, das die Lagerung für die Knieachse 5 bildet und das eigentliche Getriebe, die Bremse 11 und ein Codiergerät umfaßt, das über den Kniewinkelsensor 10 den jeweiligen Kniewinkel und außerdem die jeweilige Winkelgeschwindigkeit zwischen Prothesenober- und -unterschlenkel mißt und in Form elektrischer Signale an eine Steuereinheit 19 abgibt (siehe Fig. 21).

Die in der Zeichnung im Detail nicht näher dargestellte Bremse 11 ist eine Magnetpulverbremse, die über gepulste Steuersignale einer Pulsweiten-Modulationschaltung (PWM-Schaltung) angesteuert wird, wobei die Pulsweite den durch die Bremse fließenden Strom und somit das Bremsmoment bestimmt. Das erste Kniegelenkgetriebe 16 ist ein zweistufiges Untersetzungsgetriebe mit parallel zueinander angeordneter Knieachse 5, Zwischenwelle 20 und Bremswelle 21, die drehbar im Getriebegehäuse 18 gelagert und jeweils mit einem Zahnrad 17, 22, 23 bestückt sind, wobei die Zwischenwelle 20 noch ein mit dem Zahnrad 23 der Bremswelle 21 kämmendes Zwischenrad 24 trägt.

Die Fig. 7 und 8 zeigen einen Anschlag 25 für die Strecklage des Prothesenunterschlenkels 2. Fig. 8 zeigt außerdem einen federelastischen Vorbringer 26, während in Fig. 9 eine auf der Bremswelle 21 sitzende Kniewinkel-Codierscheibe 27 angedeutet ist, der das vorstehend erwähnte, in Fig. 11 angedeutete Codiergerät 28 zugeordnet ist.

Die Fig. 12 bis 14 zeigen eine zweite Ausführungsform für ein Kniegelenkgetriebe 29. Hier ist die Knieachse 5 zugleich als Bremswelle ausgebildet und sowohl im oberen als auch im unteren Kniegelenkanschuß 6, 7 drehbar gelagert. Auf dieser die Bremswelle bildenden Knieachse 5 sitzt drehfest ein Zahnrad 30, das mit einem Zahnrad 31 einer Zwischenwelle 32 kämmt, die über ein zweites Zahnrad 33 im Eingriff steht mit einem fest mit dem oberen Kniegelenkanschuß 6 verbundenen Zahnrad 34.

Im übrigen wurden die mit dem ersten Kniegelenkgetriebe 16 übereinstimmenden Bauteile mit denselben Bezugszeichen versehen.

Die Fig. 15 und 16 zeigen eine dritte Ausführungsform für ein Kniegelenkgetriebe 35. Dieses weist einen an seinem einen Ende fest mit dem oberen Kniegelenkanschuß 6 verbundenen Hebel 36, der sich mit seinem freien Ende auf einer Spindel 37 geführt und deren Drehantrieb darstellenden Drehmutter 38 abstützt. Letztere ist gegen die Wirkung einer Feder 39 auf der Spindel 37 verschiebbar, die die Bremswelle bildet und mit ihrem unteren Ende am unteren Kniegelenkanschuß 7 drehbar gelagert ist.

Fig. 17 zeigt eine Relativverschwenkung zwischen dem Stumpfbett 1 und dem Prothesenunterschlenkel 2 und den sich hieraus ergebenden Kniewinkel α .

Fig. 18 zeigt in schematischer Darstellung, daß der Prothesenunterschlenkel 2 mit zwei Dehnungsmeßstreifenpaaren 40 bestückt ist, wobei — in der Sagittalebene gesehen — von jedem Dehnungsmeßstreifenpaar 40 jeweils ein Dehnungsmeßstreifen vorn und der jeweils andere hinten am Prothesenunterschlenkel 2 angeordnet sind. Es handelt sich um einen Sensor zur Messung des

Knienomentes. Die gleichen Dehnungsmeßstreifenpaare 40 oder aber zwei zusätzliche Dehnungsmeßstreifenpaare dienen zudem als Sensor zur Messung des Hüftgelenkes. Der untere Pfeil A symbolisiert die Bodenreaktionskraft; über die Achse B ist das Biegemoment aufgetragen. Die Punkte B1 und B2 geben die von den beiden Dehnungsmeßstreifenpaaren 40 ermittelten Biegemomente an. Durch lineare Extrapolation dieser beiden Meßpunkte B1, B2 erhält man in der "Höhe" der Knieachse 5 den Wert für das Knienoment B_K und bei weiterer linearer Extrapolation bis zur "Höhe" des Hüftgelenkes 41 den Wert für das Hüftmoment B_H . Bei dieser Art der Messung des Hüftmomentes muß das Kniegelenk 4 in gestreckter Lage des Prothesenunterschlenkels 2 blockiert sein.

In dem in Fig. 19 gezeigten Diagramm sind auf der lotrechten Achse der jeweils gemessene Fußdruck in Prozent bzw. der jeweils gemessene Kniewinkel α in Winkelgrad aufgetragen, während die horizontale Achse die Zeitspanne einer kompletten Schrittperiode angibt. Von den vier in Fig. 1 dargestellten Fußdrucksensoren 9 sind lediglich eine Druckkurve D1 für den Fersendrucksensor und eine Druckkurve D2 für einen Drucksensor im Kopfbereich des OS metatarsale I eingezeichnet. Eingetragen ist ferner die Kurve K_α für den jeweiligen Kniewinkel.

Die im Diagramm dargestellte Schrittperiode ist die Zeitspanne zwischen zwei aufeinanderfolgenden Fersen/Boden-Kontakten des Prothesenfußes 3. Diese Schrittperiode ist erfindungsgemäß unterteilt in mehrere Phasen (in dem dargestellten Beispiel in acht Phasen), deren jeweiliger Endpunkt durch für diese Phase vorgegebene Meßdaten bestimmt ist. Dabei werden jeder Phase bestimmte, sich während dieser Phase gegebenenfalls ändernde Bremswerte zugeordnet, mit denen die Kniebremse 11 beaufschlagt wird.

In der unteren Darstellung der Fig. 19 zeigen die drei rechts von der gestrichelten Linie liegenden Phasen 1 bis 3 die Körperhaltungsphase, die links von der gestrichelten Linie eingezeichneten Phasen 4 bis 8 die Schwungphase. Dabei sind beispielsweise die Möglichkeiten vorgesehen, aus der Phase 1 unmittelbar in die Phase 4 und/oder aus der Phase 4 unmittelbar in die Phase 6 überzugehen.

Fig. 20 zeigt für das in der Fig. 19 dargestellte Phasendiagramm ein etwas vereinfachtes Beispiel für das Gehen auf ebenem Untergrund. Auch hier bedeuten die durch einen Kreis symbolisierten Phasen jeweils einen kurzen Zeitabschnitt von einer Schrittperiode, wobei während jeder Phase eine gesteuerte Kniebewegung stattfindet. Die Pfeile zwischen den Phasen geben den jeweiligen Phasenübergang an. Es handelt sich hier um vorgegebene Schwellwerte bzw. Fixpunkte, die den Endpunkt einer Phase definieren und jeweils von durch Sensoren übermittelte Meßdaten bestimmt werden.

Fig. 21 zeigt ein Beispiel für die zur Steuerung der Kniebremse 11 vorgesehene elektronische Hardware. Diese umfaßt die bereits vorstehend erwähnte Steuereinheit 19, die Schnittstellen für die drei EMG-Sensoren 8, für zwei Fußdrucksensoren 9 sowie für das Codiergerät 28 aufweist. Die Stromversorgung für die Steuereinheit 19 ist mit 42 bezeichnet. Die Steuereinheit 19 steht mit einem externen Computer 43 in Verbindung und weist eine Steuerleitung 44 zur Steuerung der Bremse 11 auf.

Gemäß Fig. 22 weist die Steuereinheit 19 einen Mikrokontrolleraufbau auf, der einen Mikrocontroller 45, zumindest einen RAM sowie eine serielle Schnittstelle

zum bidirektionalen Datenaustausch mit dem externen Computer 43 umfaßt. Der Mikrocontroller 45 umfaßt zur Speicherung der Betriebs- und Steuerungssoftware sowie der festen Daten einen internen 2 kB EEPROM und ist zur Aufnahme der flüchtigen Daten während des Betriebs mit einem externen 8 kB RAM verbunden.

Fig. 23 zeigt eine alternative Ausführungsform mit zwei Controllern. Hier weist die Steuereinheit 19 einen Mikrocontrolleraufbau in einer Master-Slave-Konfiguration auf, wobei der Mastercontroller 46 mit dem Codiergerät 28 und den Fußdrucksensoren 9 und der mit dem Mastercontroller 46 im direkten Datenaustausch verbundenen Slavecontroller 47 mit den EMG-Sensoren 8 verbunden ist. Beide Controller 46, 47 weisen jeweils eine eigene Peripherieschaltung, RAM und eine serielle Verbindung zu dem externen Computer 43 auf.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Steuerung der Kniebremse (11) eines ein Stumpfbett (1) mit einem Prothesenunterteil (2) mit angeschlossenen Prothesenfuß (3) verbindenden Kniegelenkes (4), wobei das computer-gesteuerte Bremsmoment in Abhängigkeit von der Gehbewegung des Prothesenträgers kontinuierlich zwischen "frei" und "blockiert" veränderbar ist, und die Gehbewegung durch im Stumpfbett (1) gemessene EMG-Werte, im Fußbereich gemessene Druckwerte, durch den jeweiligen Kniewinkel sowie die jeweilige, zwischen Prothesenober- und -unterschenkel gemessene Winkelgeschwindigkeit in Form elektrischer Signale (nachfolgend "Meßdaten") charakterisiert wird, gekennzeichnet durch folgende Merkmale:

- a) Ermittlung der jeweiligen Gangart aus einer Anzahl vorgegebener, zuvor für diesen Prothesenträger ermittelten Gangarten durch Auswerten von zumindest einigen der jeweils übermittelten Meßdaten;
- b) Auswahl des dieser ermittelten Gangart zugeordneten Steuerprogramms;
- c) für jedes Steuerprogramm wird eine als Zeitspanne definierte Schrittperiode zwischen zwei aufeinanderfolgenden Fersen/Bodenkontakten unterteilt in mehrere Phasen, deren jeweiliger Endpunkt durch für diese Phase vorgegebene, jeweils übermittelte Meßdaten bestimmt wird;
- d) jeder Phase werden bestimmte, sich während dieser Phase gegebenenfalls ändernde Bremswerte zugeordnet, mit denen die Kniebremse beaufschlagt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Beaufschlagung der Kniebremse mit einer konstanten Frequenz erfolgt.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß zusätzliche Meßdaten ermittelt werden aus den am Knie sowie an der Hüfte angreifenden Momenten.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die vorgegebenen Gangarten mit Hilfe der unterschiedlichen, sich aus der Messung der am Knie und an der Hüfte angreifenden Momente ergebenden Meßdaten definiert werden.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Ermittlung der jeweiligen Gangart durch Vergleich der übermittelten Ist-Meßdaten mit den für jede Gangart vorgegebenen Referenz-Meßdaten erfolgt.

6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Referenz-Meßdaten aus den für jede einzelne Gangart gemessenen EMG-Daten ermittelt werden.

7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß für jede der vorgegebenen Gangarten für jeden abgetasteten Hüftgelenkmuskel über eine Schrittperiode eine die Muskelaktivität wiedergebende Kurve erstellt wird, daß dann die diese Kurve definierenden EMG-Meßdaten durch equidistante lineare Interpolation auf eine bestimmte Anzahl EMG-Referenzwerte reduziert werden, die dann die EMG-Referenzkurve definieren, und daß zum Vergleich einer bestimmten Anzahl Ist-EMG-Meßdaten mit übereinstimmenden Referenz-EMG-Meßdaten der jeweilige Zeitpunkt innerhalb der Schrittperiode ermittelt wird durch Vorausberechnung der Zeit des Endpunktes der jeweiligen Phase, wobei dann zu den Ist-Meßdaten die ihnen in Gangzeit am nächsten kommenden EMG-Referenzwerte der EMG-Referenzkurve herausgesucht werden.

8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ein Wechsel von dem Steuerprogramm der gerade benutzten Gangart zu dem Steuerprogramm einer anderen Gangart nur bei einer zuvor ausgewählten speziellen Phase der Schrittperiode der gerade benutzten oder aber der neuen Gangart vorgenommen wird.

9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß alle Meßdaten kurzfristig gespeichert werden.

10. Oberschenkelprothese, mit

- einem Stumpfbett (1), das zur Verbindung mit einem Oberschenkelstumpf des Prothesenträgers ausgebildet ist;
- einem Prothesenunterschenkel (2), an den ein Prothesenfuß (3) angeschlossen ist;
- einem Kniegelenk (4), das über eine Knieachse (5) einen oberen Kniegelenkanschuß (6) für das Stumpfbett (1) gelenkig verbindet mit einem unteren Kniegelenkanschuß (7) für den Prothesenunterschenkel (2);
- einer computergesteuerten Bremse (11), die auf eine Bremswelle (21; 5; 37) ein zwischen "frei" und "blockiert" kontinuierlich veränderbares Bremsmoment aufbringt;
- einem Kniegelenkgetriebe (16; 29; 35) zur Übertragung des Bremsmomentes von der Bremswelle (21; 5; 37) auf die Knieachse (5);
- einer Steuereinheit (19), die über einen Steueralgorithmus die Bremse (11) in Abhängigkeit von der Gehbewegung des Prothesenträgers beaufschlagt;
- EMG-Sensoren (8), die im Stumpfbett (1) zur Anlage an bestimmten Oberschenkelmuskeln angeordnet sind und Signale an die Steuereinheit (19) abgeben;
- Fußdrucksensoren (9), die in der Lauffläche des Prothesenfußes (3) angeordnet sind und Signale an die Steuereinheit (19) abgeben;
- einem Kodiergerät (28), das den jeweiligen Kniewinkel sowie die jeweilige Winkelgeschwindigkeit zwischen Prothesenober- und -unterschenkel (2) mißt und in Form elektrischer Signale an die Steuereinheit (19) abgibt; insbesondere zur Durchführung des Verfahrens nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

gekennzeichnet durch folgende Merkmale:

- a) zumindest zwei Fußdrucksensoren (9) sind in nach unten offenen Ausnehmungen (15) in der Fußsohle angeordnet und zwar im Fersenbereich sowie im Kopfbereich eines OS metatarsale;
 - b) die Bremse (11) ist eine Magnetpulverbremse, die über gepulste Steuersignale einer Pulsweiten-Modulationsschaltung (PWM-Schaltung) angesteuert wird, wobei die Pulsweite den durch die Bremse fließenden Strom und somit das Bremsmoment bestimmt;
 - c) ein Einstell- und Kalibriersystem zur Anpassung des die Bremse (11) beaufschlagenden Steueralgorithmus an den Gang des Prothesenträgers.
11. Oberschenkelprothese nach Anspruch 10, gekennzeichnet durch einen dritten Fußdrucksensor (9) im Bereich eines OS metatarsale und einen vierten Fußdrucksensor (9) im Zehenbereich.
 12. Oberschenkelprothese nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, daß in der Innenwandung des Stumpfbettes (1) zumindest zwei EMG-Sensoren (8) festgelegt sind, deren elektrische Anschlüsse außen am Stumpfbett (1) verlegt sind.
 13. Oberschenkelprothese nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die zwei EMG-Sensoren (8) den Muskeln rectus femoris und hamstrings zugeordnet sind.
 14. Oberschenkelprothese nach Anspruch 12 oder 13, gekennzeichnet durch einen dritten, dem adductor longus zugeordneten EMG-Sensor (8).
 15. Oberschenkelprothese nach Anspruch 12, 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, daß die EMG-Sensoren federelastisch festgelegt sind.
 16. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß der Abstand der EMG-Sensoren (8) vom Rand (1a) des Stumpfbettes (1) etwa 10 cm beträgt (Fig. 2).
 17. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß sich jeder Fußdrucksensor (9) gegen eine Metalleinlage (14) abstützt, die in eine Ausnehmung (15) eingelegt ist, die um den Fußdrucksensor (9) herum mit dem Material der Prothesenfuß-Laufläche ausgefüllt ist (Fig. 5 und 6).
 18. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß jeder Fußdrucksensor (9) die Größe des von der Sensor-Kontaktfläche auf den Boden ausgeübten Drucks in Form elektrischer Signale abgibt.
 19. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 18, gekennzeichnet durch einen Sensor zur Messung des Kniemomentes.
 20. Oberschenkelprothese nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß der Kniemoment-Sensor aus zumindest zwei Dehnungsmeßstreifenpaaren (40) besteht, die in der Sagittalebene jeweils vorn und hinten am Prothesenunterschenkel (2) angeordnet sind (Fig. 18).
 21. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 20, gekennzeichnet durch einen Sensor zur Messung des Hüftmomentes.
 22. Oberschenkelprothese nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß der Hüftmoment-Sensor aus zumindest zwei Dehnungsmeßstreifenpaaren (40) besteht, die in der Sagittalebene jeweils

vorn und hinten am Prothesenunterschenkel (2) angeordnet sind, und daß zur Messung das Kniegelenk (4) blockiert ist (Fig. 18).

23. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß die Knieachse (5) sowie ein erstes Getriebezahnrad (17) fest am oberen Kniegelenkanschuß (6) sitzen, während der untere Kniegelenkanschuß (7) als Getriebegehäuse (18) ausgebildet ist, das die Lagerung für die Knieachse (5) bildet und Getriebe, Bremse (11) und Kodiergerät (28) umfaßt.

24. Oberschenkelprothese nach Anspruch 23, gekennzeichnet durch ein zweistufiges Untersetzungsgetriebe (16) mit parallel zueinander angeordneter Knieachse (5), Zwischenwelle (20) und Bremswelle (21), die drehbar im Getriebegehäuse (18) gelagert und jeweils mit einem Zahnrad (17) bestückt sind, wobei die Zwischenwelle (20) noch ein mit dem Zahnrad (23) der Bremswelle (21) kämmendes Zwischenrad (24) trägt (Fig. 7—11).

25. Oberschenkelprothese nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, daß die Knieachse (5) zugleich als Bremswelle ausgebildet und sowohl im oberen als auch im unteren Kniegelenkanschuß (6, 7) drehbar gelagert ist und drehfest ein Zahnrad (30) trägt, das mit einem Zahnrad (31) einer Zwischenwelle (32) kämmt, die über ein zweites Zahnrad (33) im Eingriff steht mit einem fest mit dem oberen Kniegelenkanschuß (6) verbundenen Zahnrad (34), (Fig. 6).

26. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß das Kniegelenkgetriebe (35) einen an seinem einen Ende fest mit dem oberen Kniegelenkanschuß (6) verbundenen Hebel (36) aufweist, der sich mit seinem freien Ende auf einer auf einer Spindel (37) geführten und deren Drehantrieb darstellenden Drehmutter (38) abstützt, die auf der Spindel (37) verschiebbar ist, die die Bremswelle bildet und mit ihrem unteren Ende am unteren Kniegelenkanschuß (7) drehbar gelagert ist (Fig. 15 und 16).

27. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 26, dadurch gekennzeichnet, daß das Kodiergerät (28) einen optischen Encoder sowie eine auf einer Getriebewelle (21; 32; 37) sitzende Kodierscheibe (27) umfaßt (Fig. 11 und 14).

28. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß sich die elektronische Hardware zusammensetzt aus der digitalen Steuereinheit (19), ihrer Verkabelung mit einer Energiequelle (42), den EMG- und Fußdrucksensoren (8, 9), dem Kodiergerät (28) und der Bremse (11), und aus einem externen, das Einstell- und Kalibriersystem bildenden Computer (43) zum zeitweiligen Datenaustausch, Anpassung und Eichung der Steuereinheit (19), (Fig. 21).

29. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 28, dadurch gekennzeichnet, daß die digitale Steuereinheit (19) in einem Gehäuse am Prothesenunterschenkel (2) angeordnet ist.

30. Oberschenkelprothese nach Anspruch 28 oder 29, dadurch gekennzeichnet, daß der externe Computer (43) eigene Schnittstellen für die Sensoren und Stellglieder aufweist, mit denen er direkt über Parallelkabel verbindbar ist.

- Leerseite -

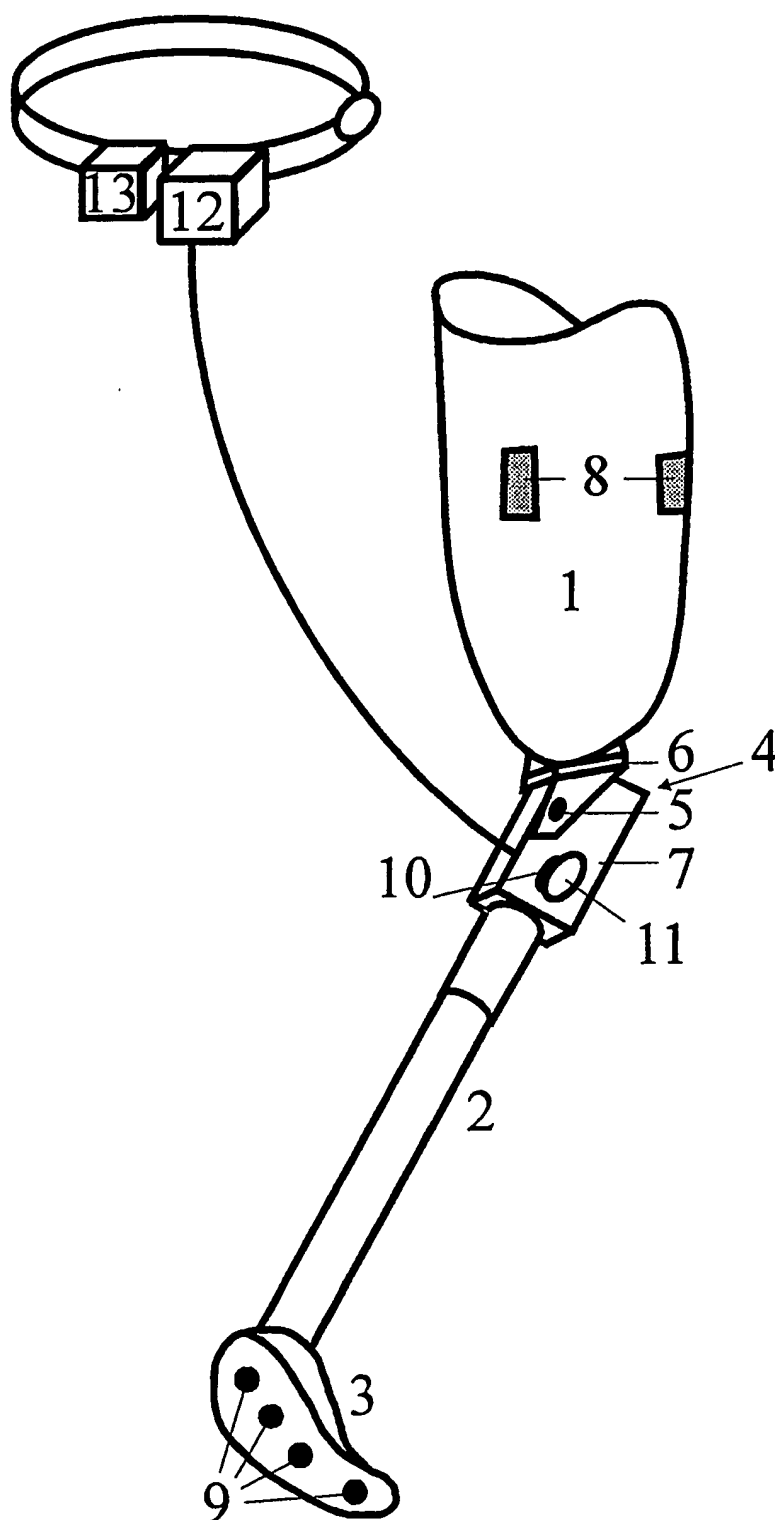


Fig. 1

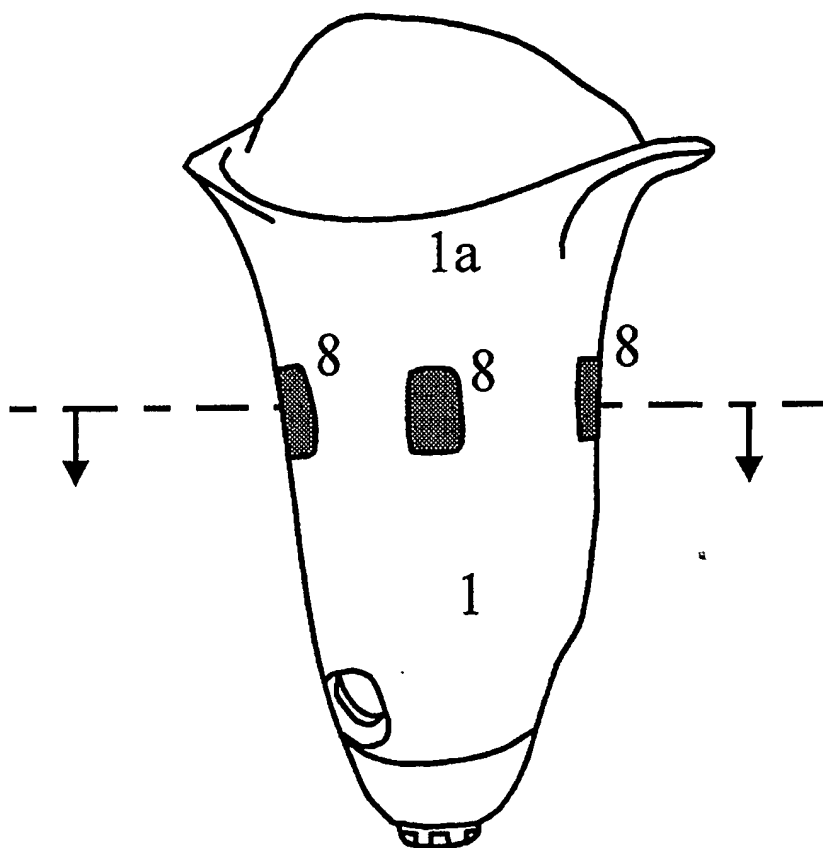


Fig. 2

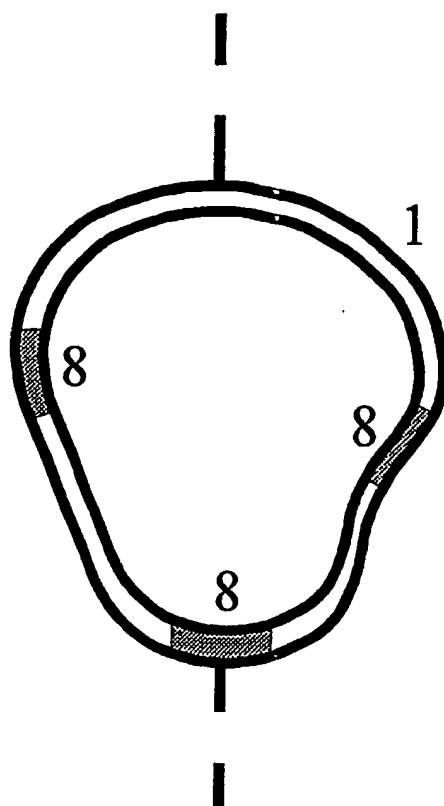


Fig. 3

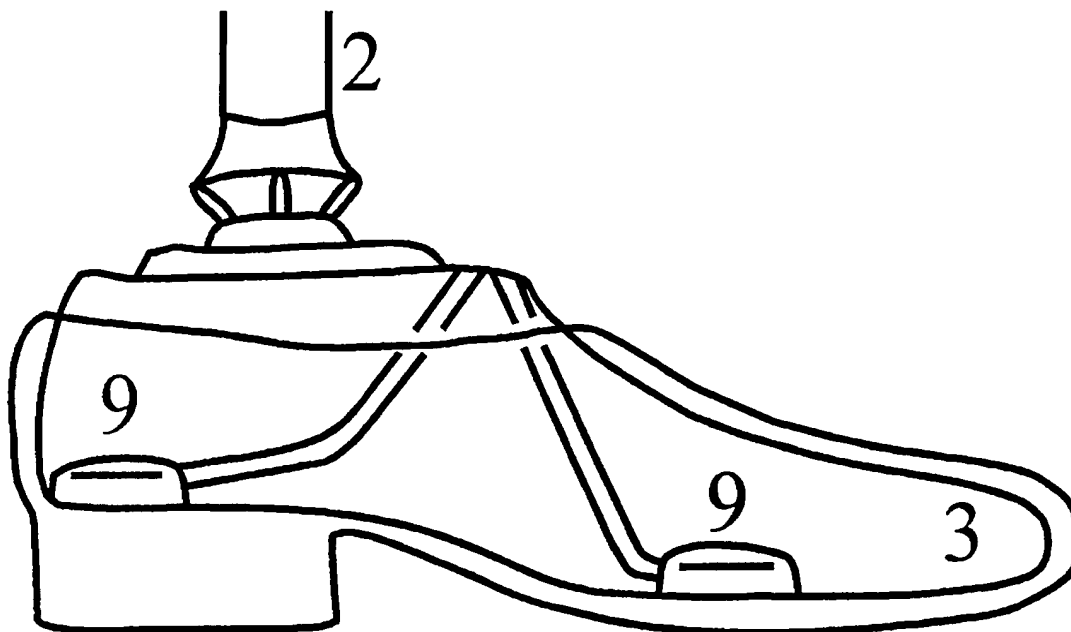


Fig. 4

Fig. 5

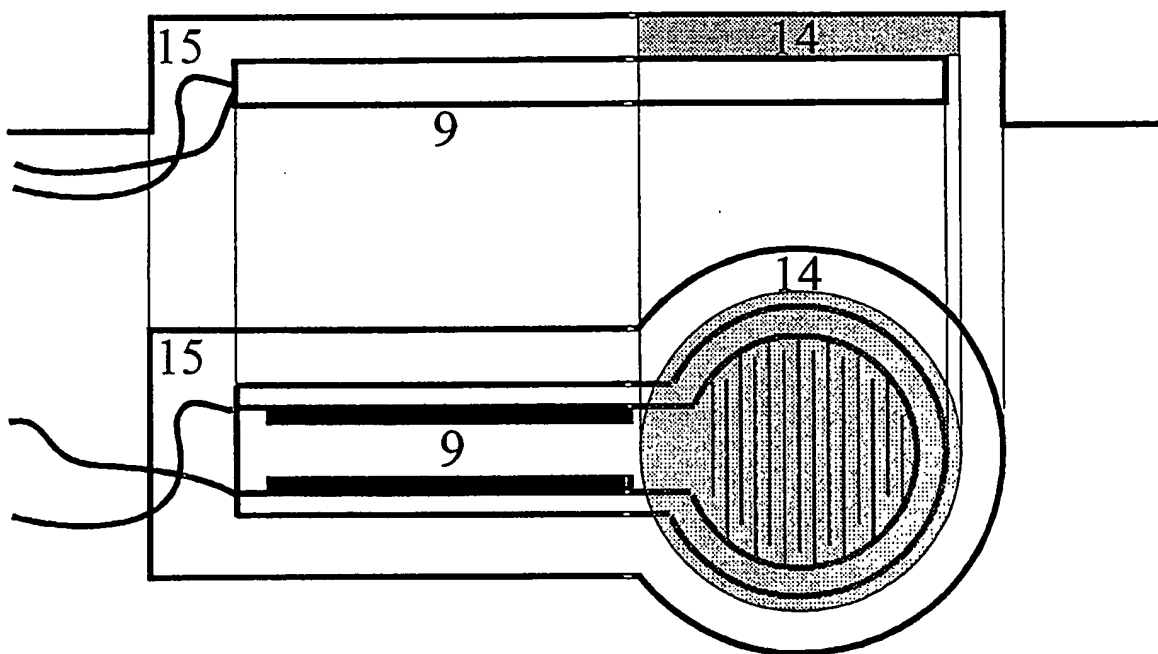


Fig. 6

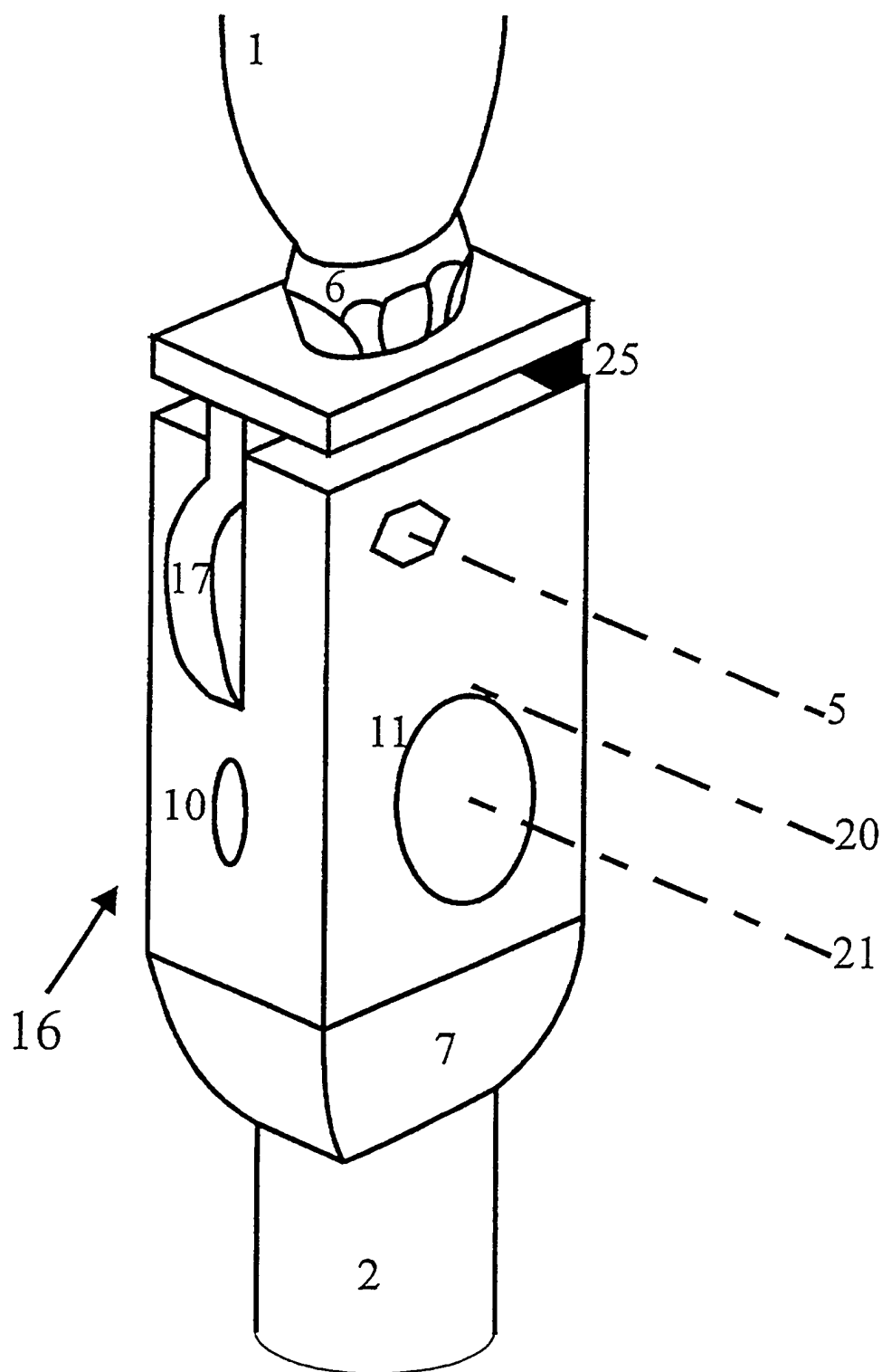


Fig. 7

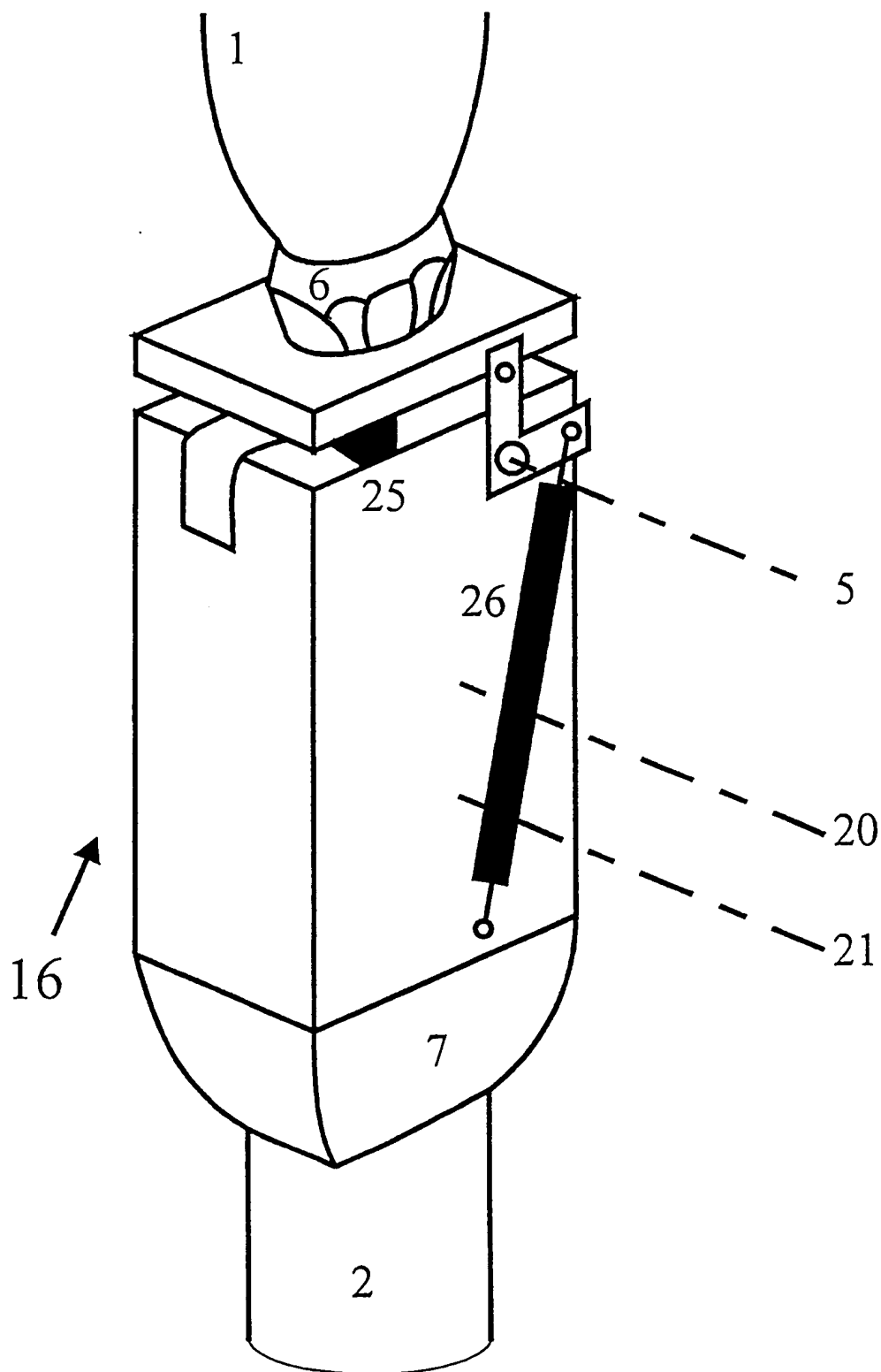


Fig. 8

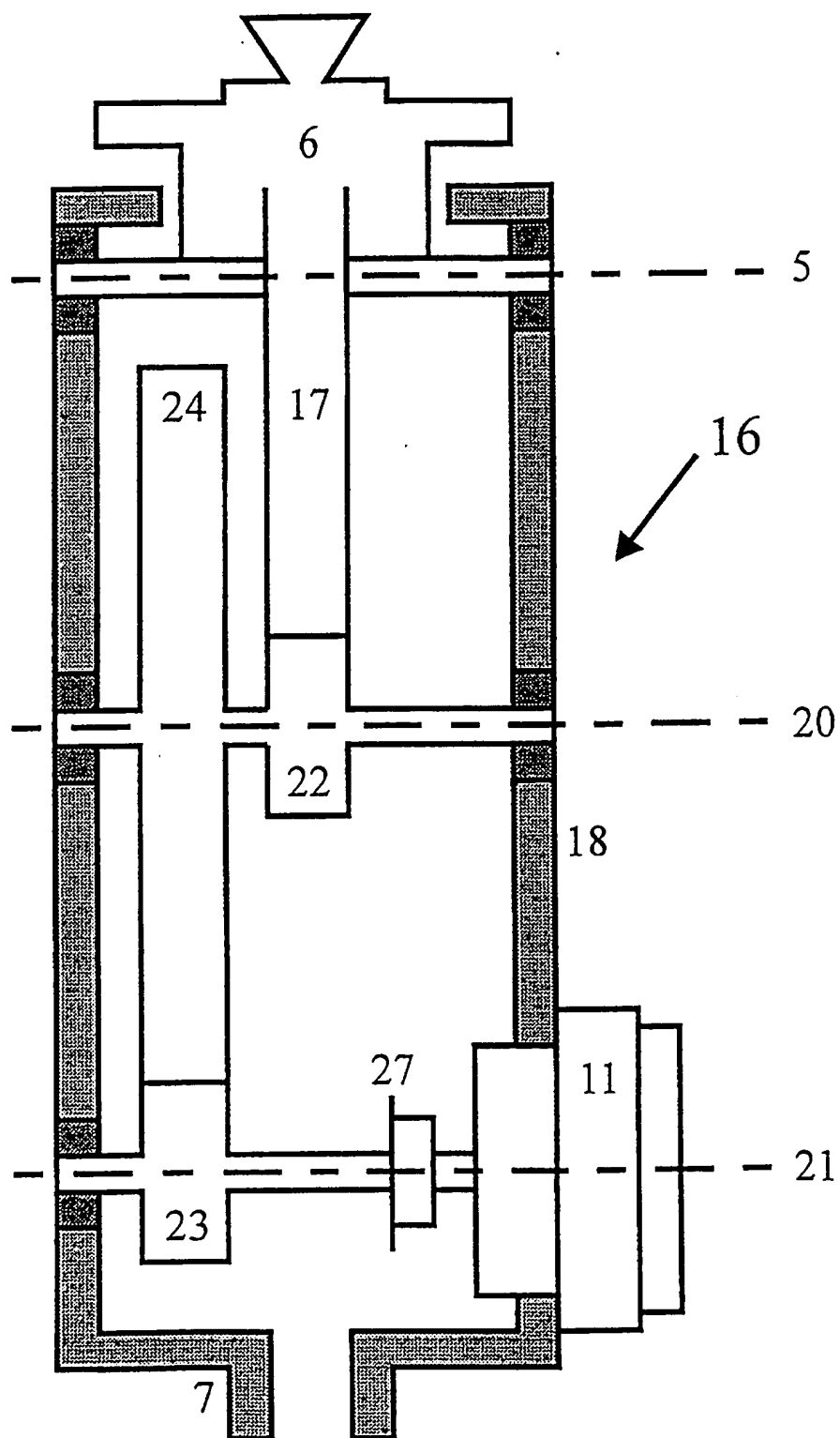


Fig. 9

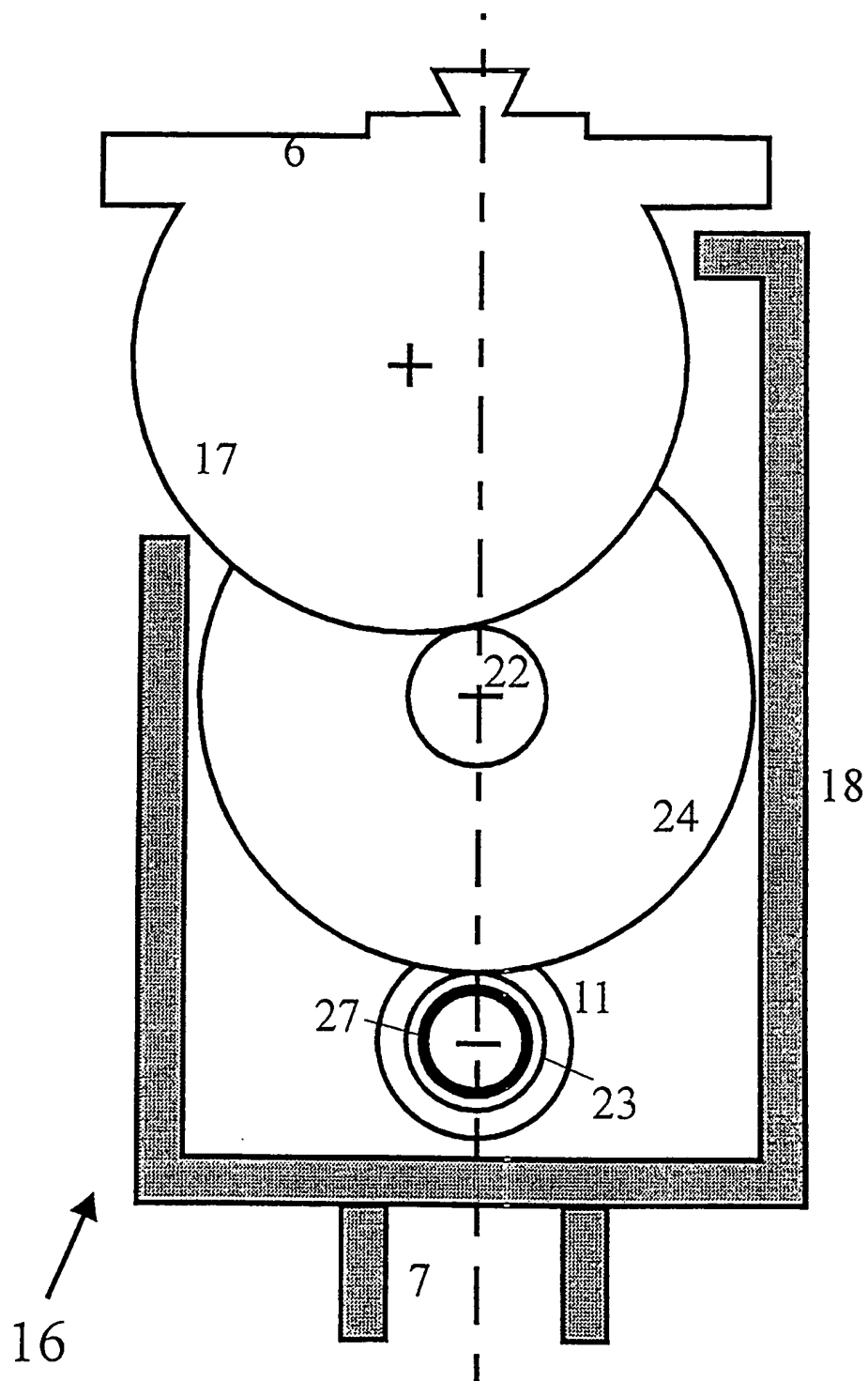


Fig. 10

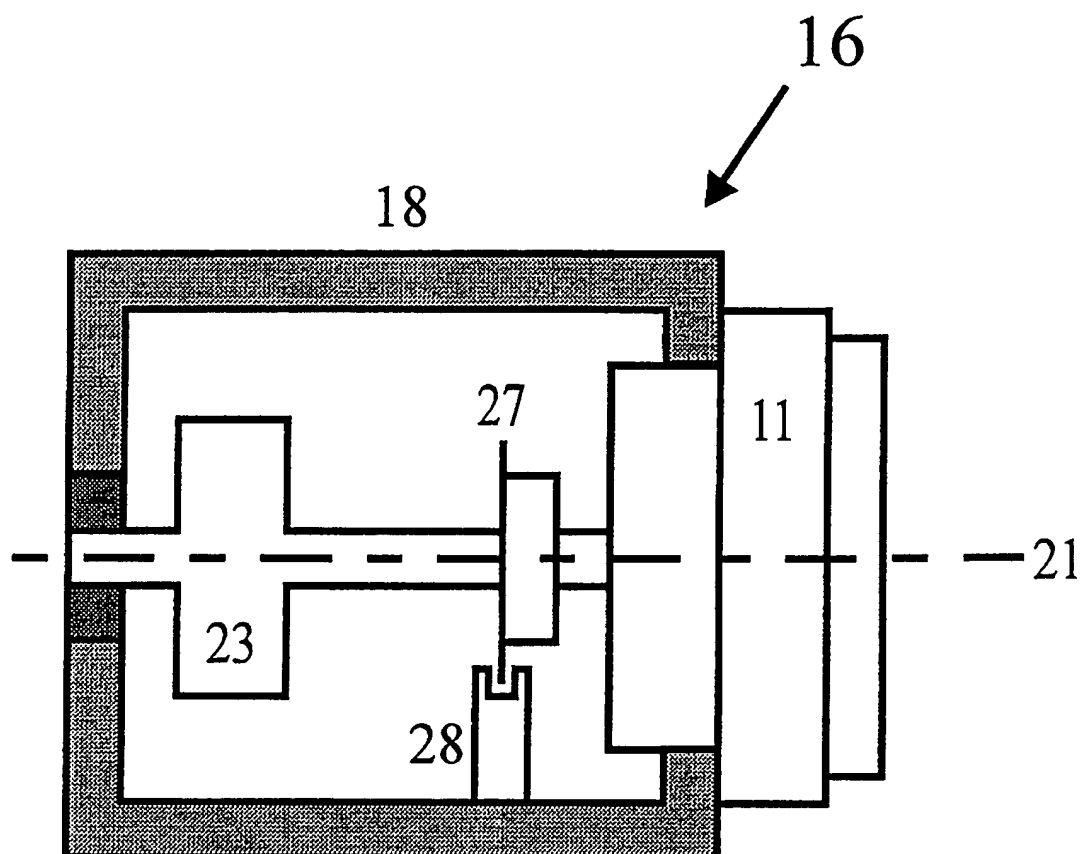


Fig. 11

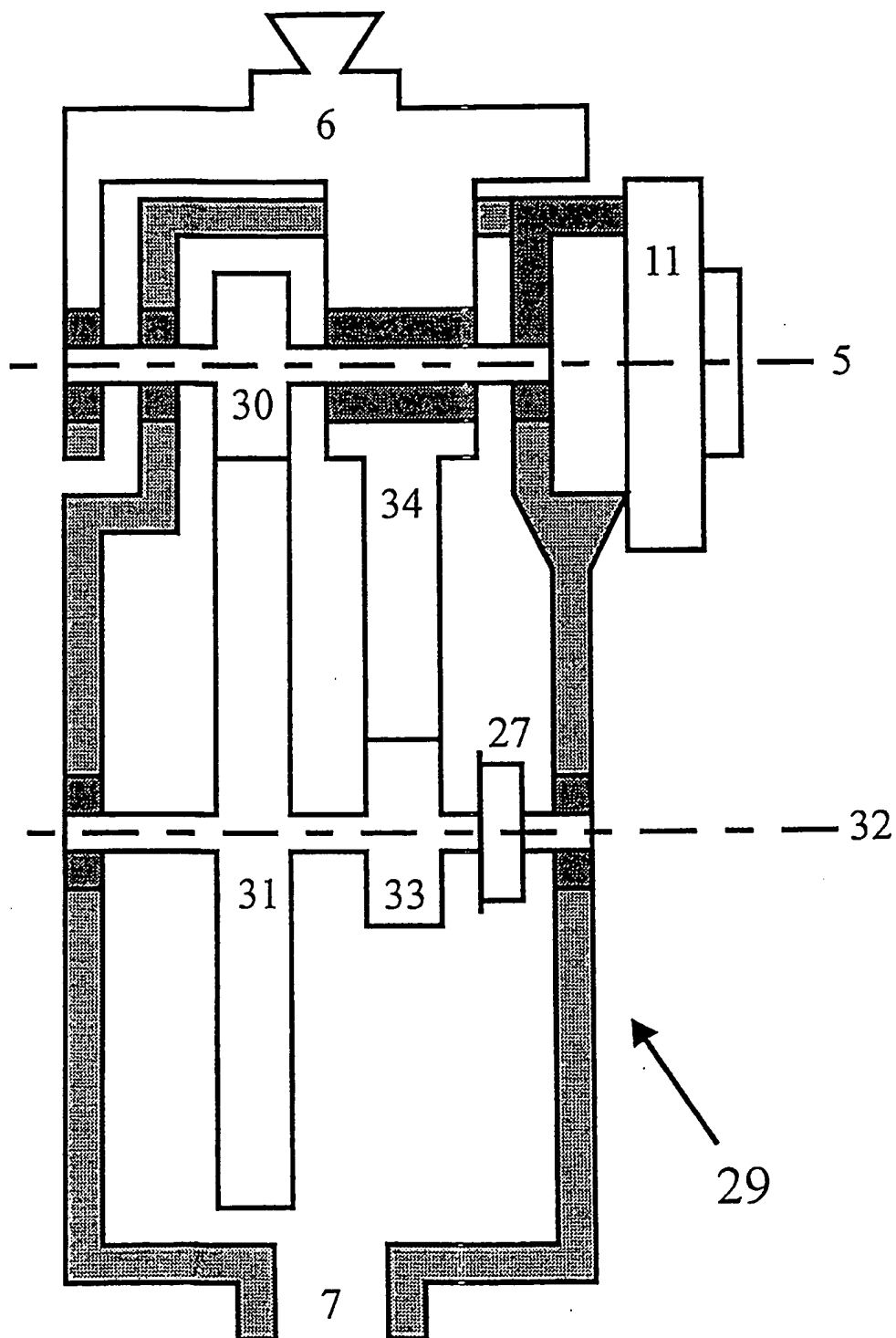


Fig. 12

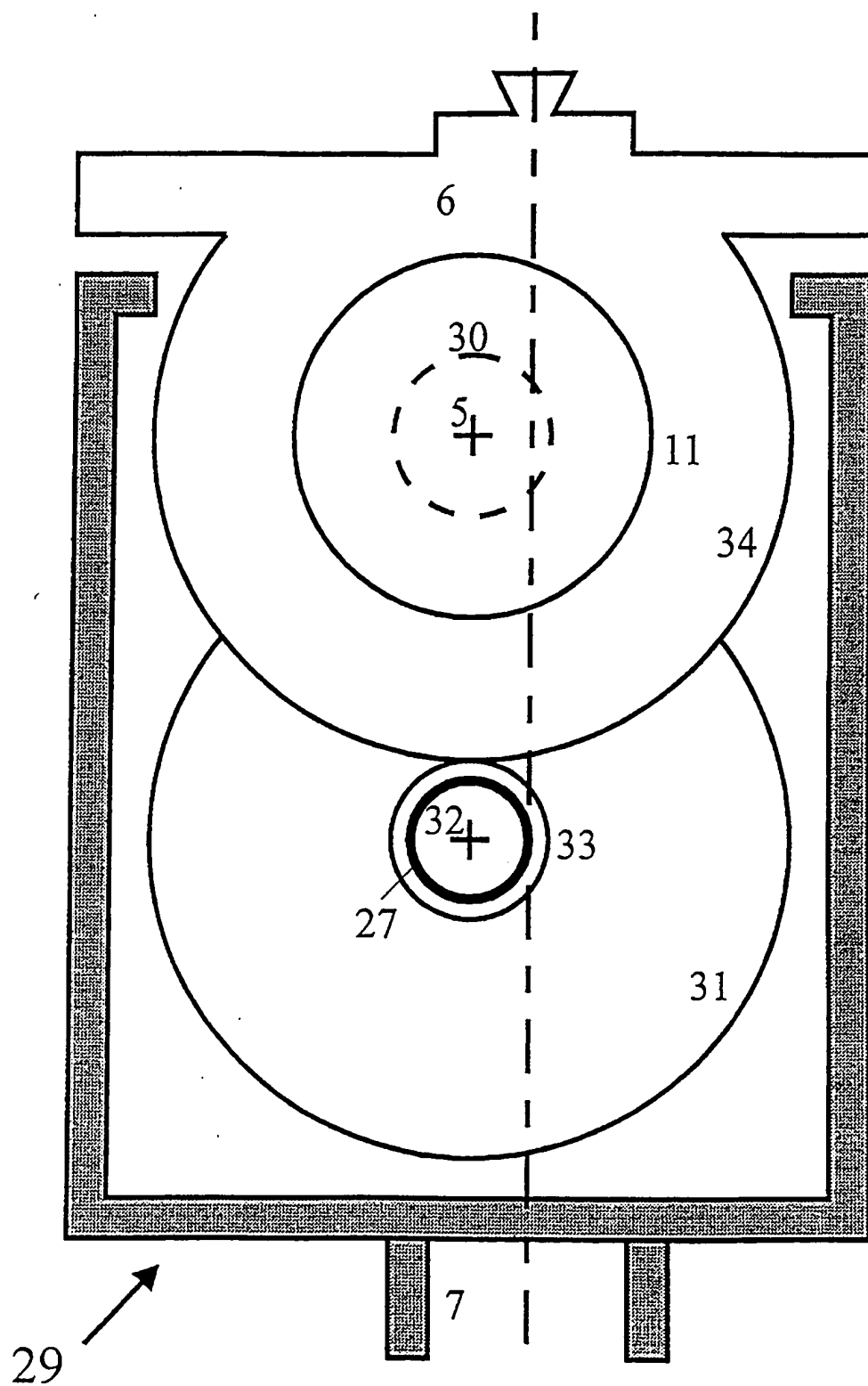


Fig. 13

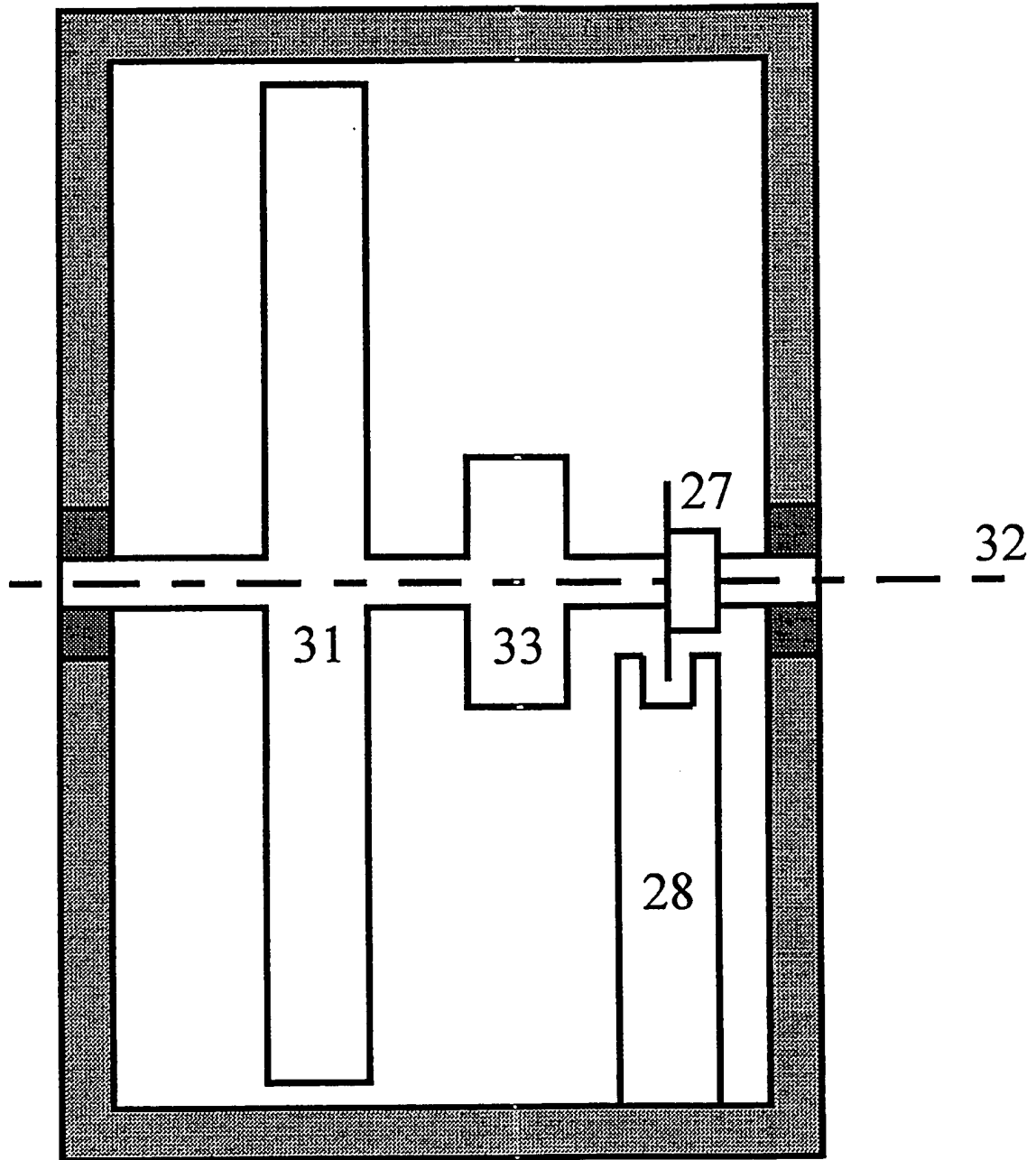


Fig. 14

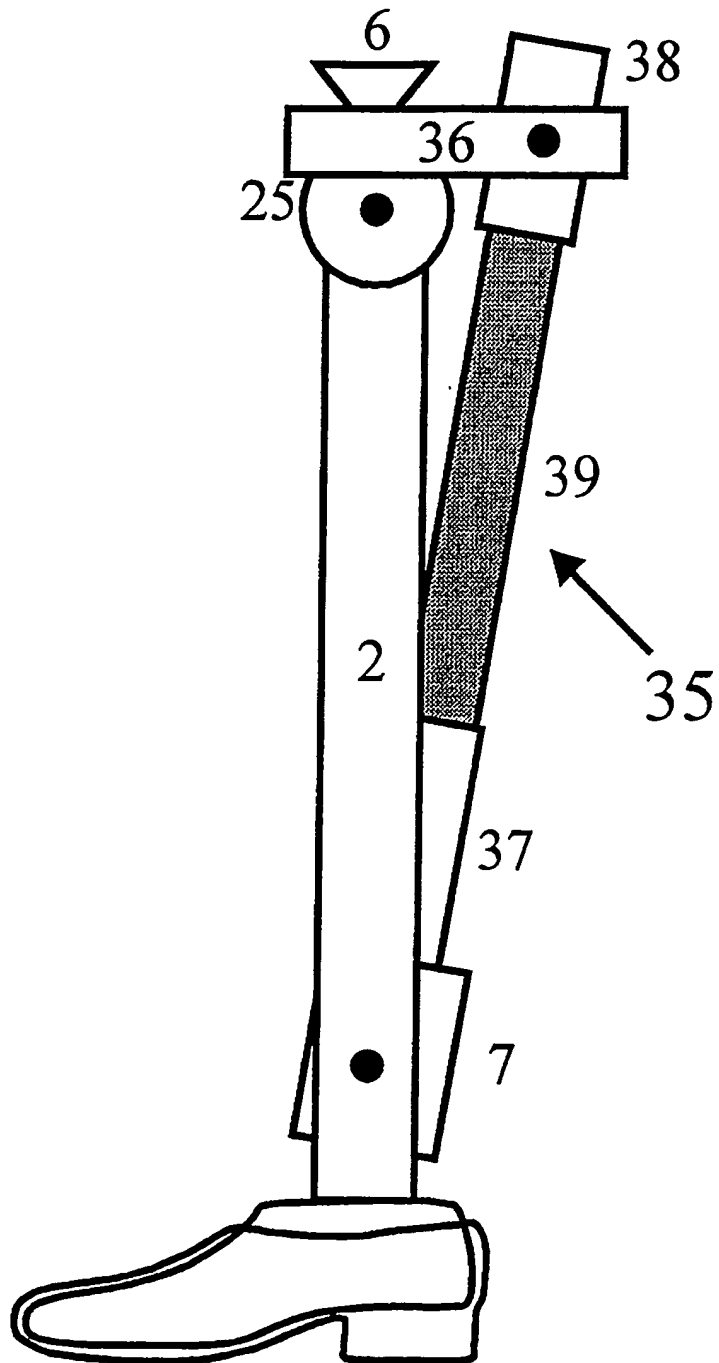


Fig. 15

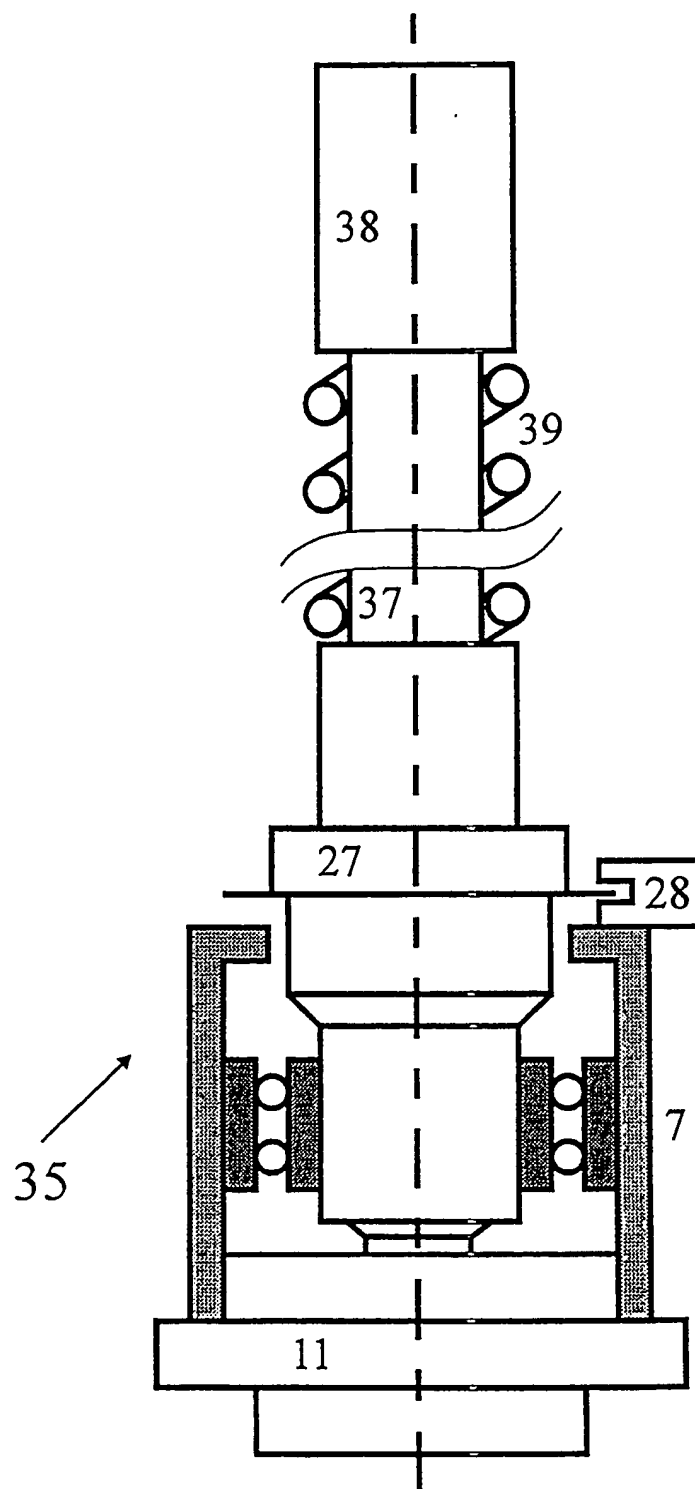


Fig. 16

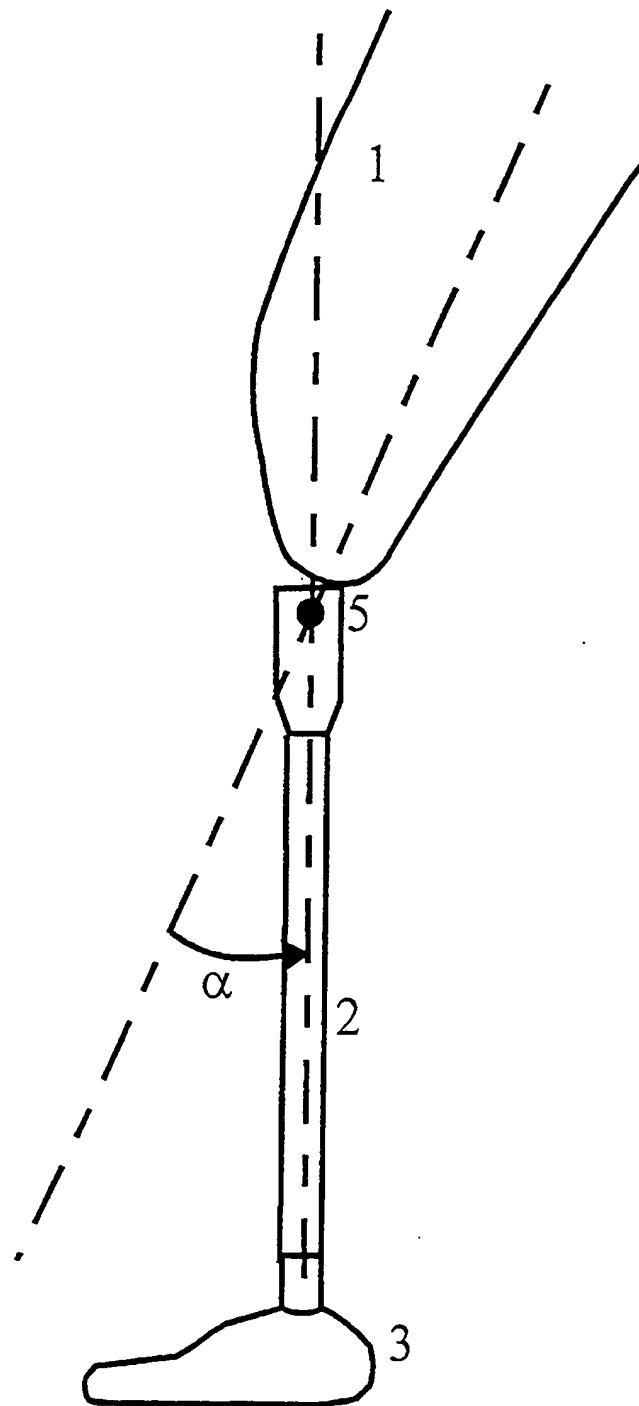


Fig. 17

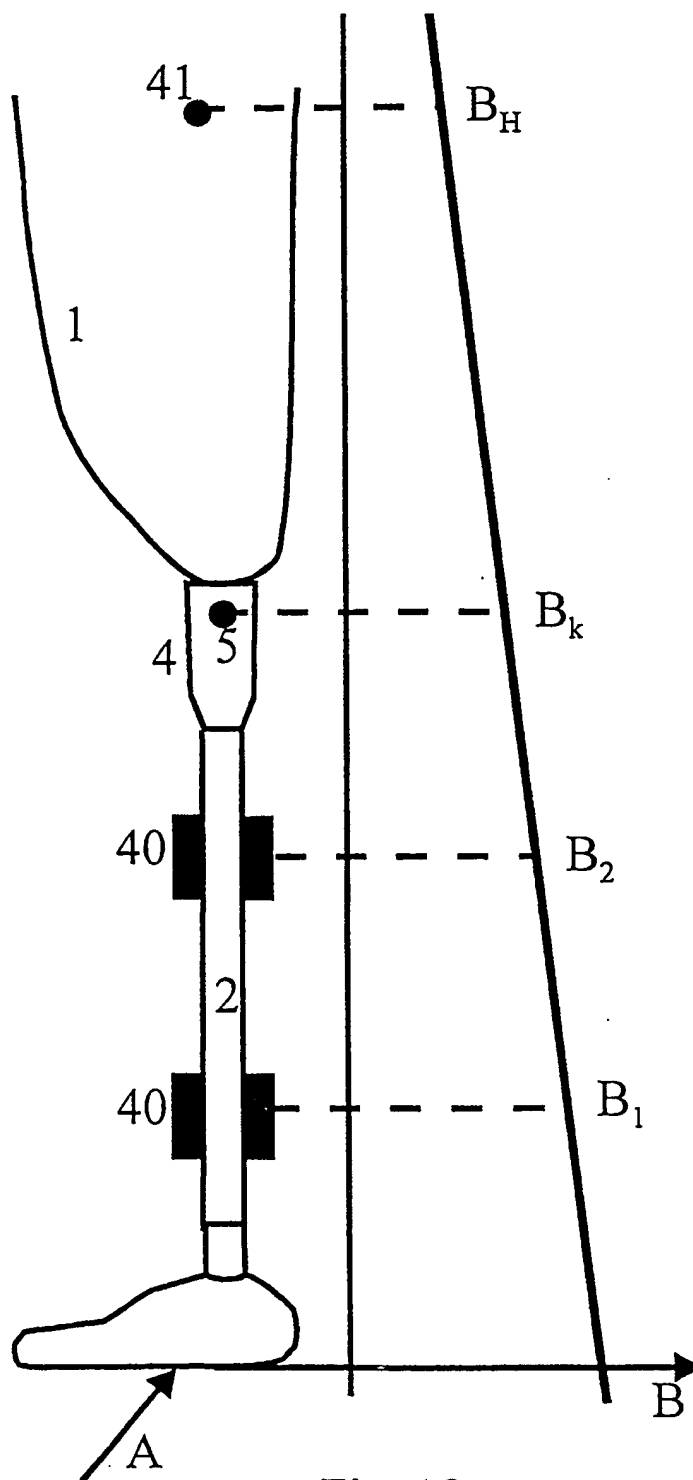


Fig. 18

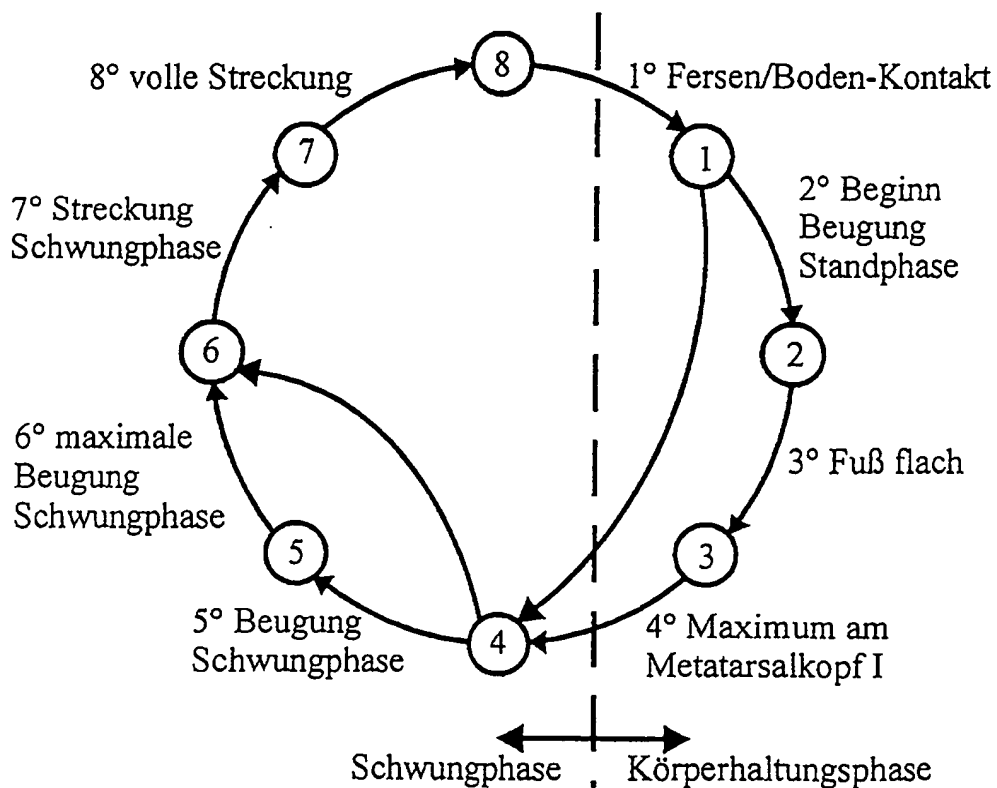
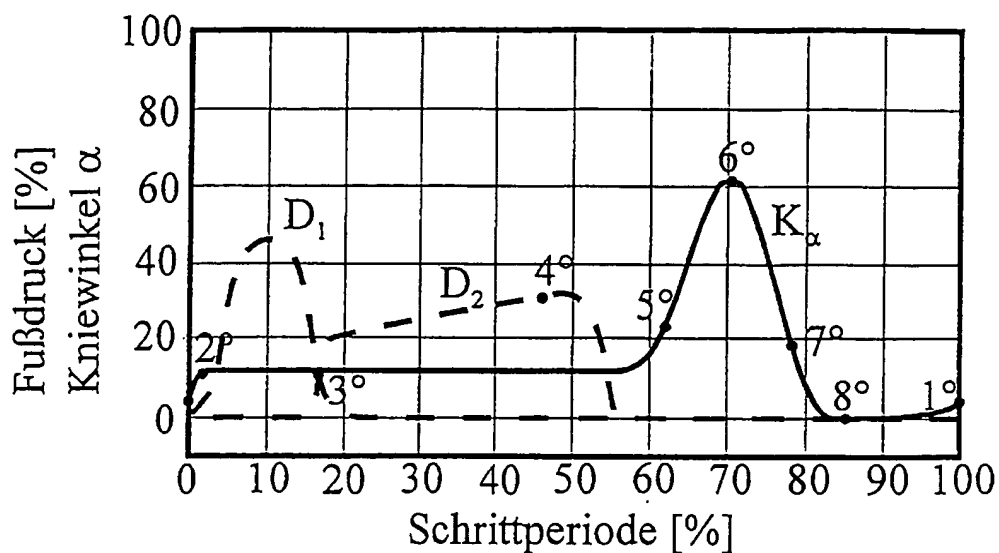


Fig. 19

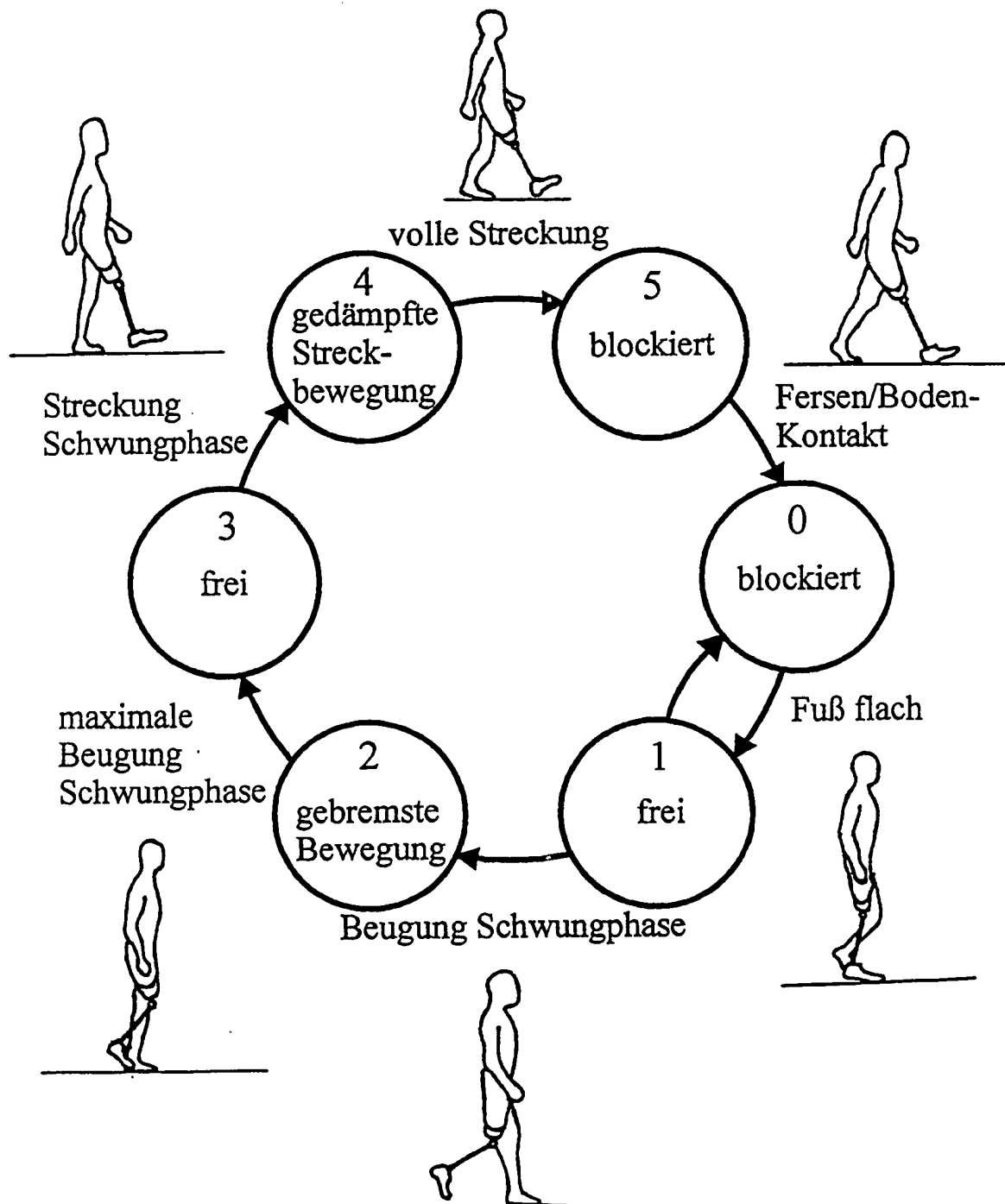


Fig. 20

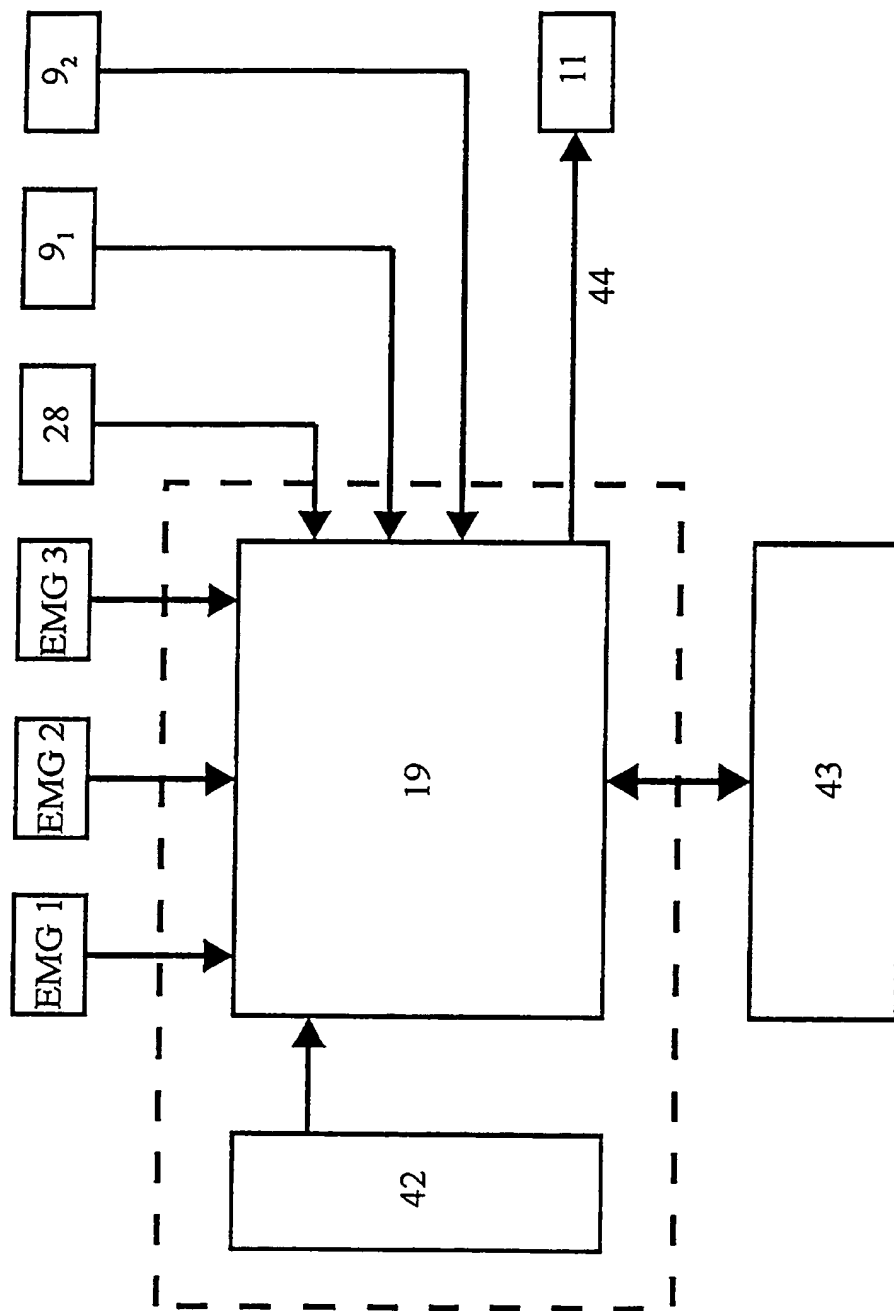


Fig. 21

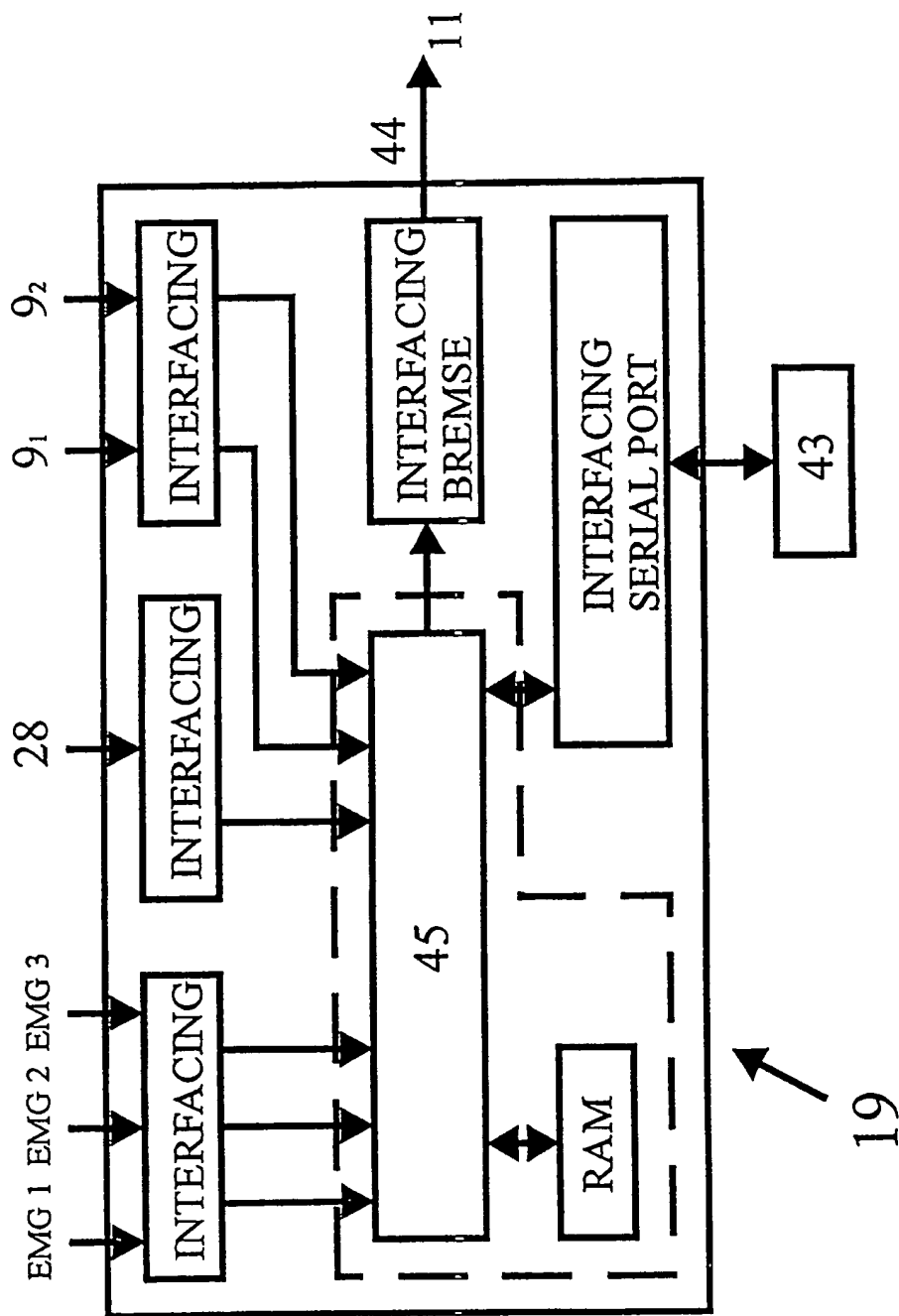


Fig. 22

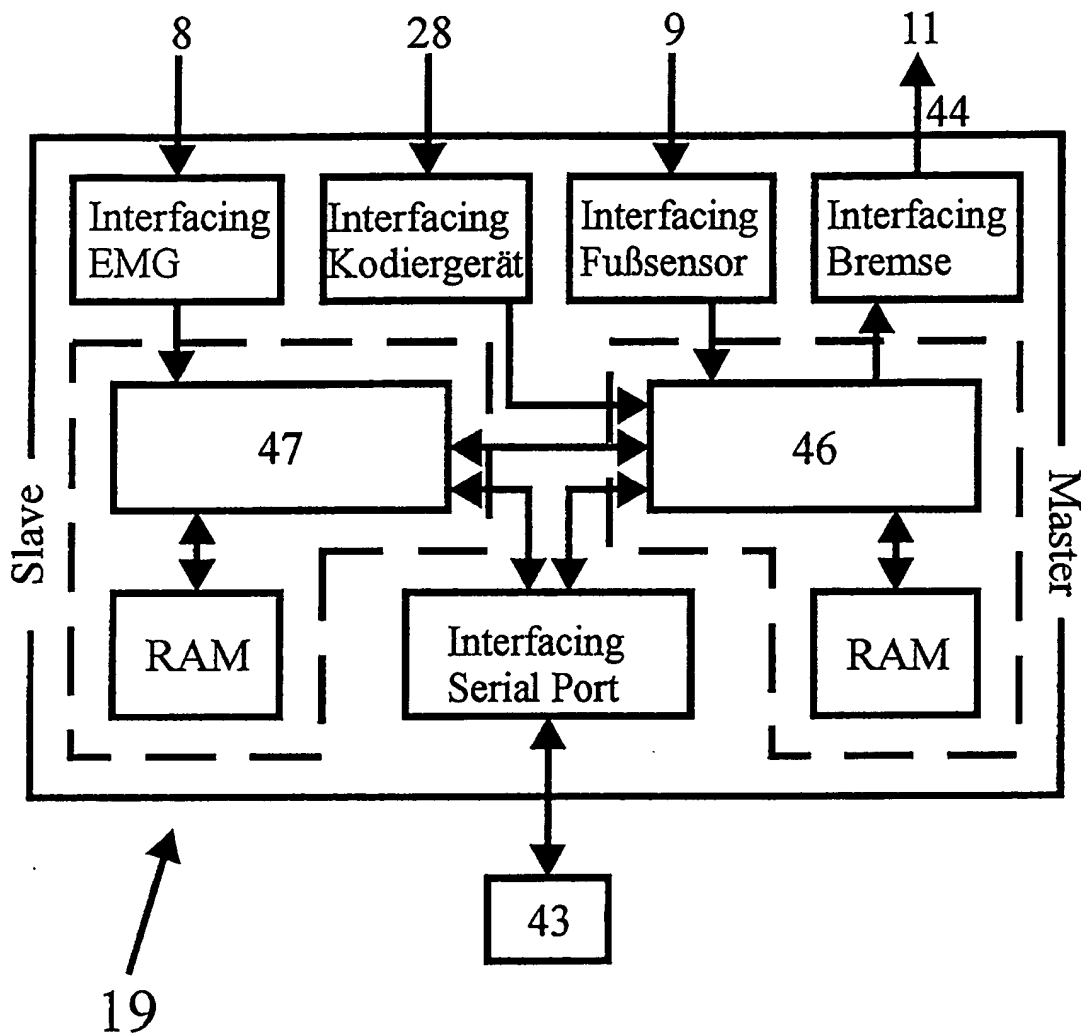


Fig. 23